

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ**  
**«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ**  
**імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**  
Факультет електроніки  
Кафедра акустики та акустoeлектроніки

«На правах рукопису»  
УДК 534.75

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ Дідковський В. С.  
(підпис)

“ \_\_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 2019 р.

## Магістерська дисертація

зі спеціальності (спеціалізації) 171 «Електроніка»

на тему: «Нові методи діагностики слуху новонароджених»

Виконала: студентка 2 курсу, групи ДГ-72мн

Дамарад Анастасія Василівна

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Науковий керівник заст. декана, проф. каф. А та АЕ, д.т.н. Найда С.А. \_\_\_\_\_  
(підпис)

Консультант \_\_\_\_\_  
(назва розділу) (науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ініціали) (підпис)

Рецензент доц., к.т.н. каф. ЗТ та РІ Трапезон К.О.

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.

Студент \_\_\_\_\_  
(підпис)

Київ – 2019 року

**Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут  
імені Ігоря Сікорського»**

Інститут/факультет: факультет електроніки  
Кафедра акустики та акустoeлектроніки  
Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-науковою  
програмою  
Спеціальність (спеціалізація) 171 «Електроніка»

ЗАТВЕРДЖУЮ  
Завідувач кафедри  
\_\_\_\_\_ Дідковський В. С.  
(підпис)  
« \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**ЗАВДАННЯ  
на магістерську дисертацію студенту  
Дамарад Анастасії Василівні**

1. Тема дисертації «Нові методи діагностики слуху новонароджених», науковий керівник дисертації д.т.н., проф. Найда Сергій Анатолійович, затверджені наказом по університету від « \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 20\_\_ р. № \_\_\_\_\_
2. Строк подання студентом дисертації 13.05.2019 р.
3. Об'єкт дослідження: слухова система людини.
4. Предмет дослідження (Вихідні дані – для магістерської дисертації за освітньо-професійною програмою): процес передачі звукових коливань слуховою системою людини.
5. Перелік завдань, які потрібно розробити: огляд сучасних методів діагностики слуху людини: імпедансометрія, отоакустична емісія, коротколатентні слухові викликані потенціали; опис технічної реалізації і параметрів сигналів, що використовують для діагностики слуху людини; моделювання слухової системи людини; опис вушного ехо-спектрометра – прилад для ранньої об'єктивної діагностики; експериментальні дослідження за допомогою вушного ехо-спектрометра; експериментальні дослідження за допомогою стандартних методів діагностики слуху людини; порівняння і аналіз експериментальних і теоретичних результатів.
6. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу: 3 плакати формату А1 (презентація MS PowerPoint на 20 слайдів)

7. Орієнтовний перелік публікацій: 1) Дамарад А. В. Експериментальне дослідження характеристик середнього вуха людини / Дамарад А. В. // XI Міжнародна науково-технічна конференція молодих вчених «Електроніка–2018», 3-5 квітня, 2018 р., Київ, Україна / НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського», факультет електроніки. – Київ, 2018. – с. 63–66.

8. Консультанти розділів дисертації\*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

9. Дата видачі завдання 01.09.2017.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строк виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Видача завдання та постановка задачі	01–07.09.2017	
2	Збір та вивчення джерел інформації для написання магістерської дисертації; складання бібліографії наукових джерел	08–18.09.2017	
3	Складання плану дипломної роботи	19.09–02.10.2017	
4	Підготовка та написання першого розділу	03.10.2017–30.11.2017	
5	Підготовка та написання другого розділу	01.12.2017–31.01.2018	
6	Підготовка та написання третього розділу	01.02–30.06.2018	
7	Підготовка та написання четвертого розділу	01.09.–29.12.2018	
8	Підготовка та написання п'ятого розділу	04.02.-30.03.2019	
9	Написання анотації, вступу та висновків	01–06.04.2019	
10	Виправлення зауважень	08–13.04.2019	
11	Оформлення магістерської дисертації	15.04–06.05.2019	
12	Здача оформленої магістерської дисертації на кафедрі	10.05.2019	
13	Захист магістерської дисертації	20.05.2019	

Студент

\_\_\_\_\_

(підпис)

А. В. Дамарад

Науковий керівник дисертації

\_\_\_\_\_

(підпис)

д.т.н., проф. С. А. Найда

\* Консультантом не може бути зазначено наукового керівника

## РЕФЕРАТ

На сьогоднішній день порушення слуху є одним з найпоширеніших вроджених патологій новонароджених. Перші роки життя дитини є важливими для розвитку мови, пізнавальних навичок і розвитку інтелекту. Порушення слуху новонароджених призводить до порушення його мовного розвитку. При затримці у формуванні мови відбувається затримка в розвитку інтелекту. Своєчасне виявлення аудіологічних проблем у новонароджених дозволяє рано почати втручання, націлені на збільшення комунікативних, соціальних та освітніх навичок. Скринінг новонароджених прийнято проводити в США і більшості країн Європи.

Мета магістерської дисертації полягає в пошуку і визначенні ефективних шляхів вдосконалення об'єктивних акустичних методів діагностики слуху новонароджених, визначенні резонансної частоти структур слухової системи людини в комплексному дослідженні об'єктивними методами.

Предметом дослідження є процес передачі звукових коливань слуховою системою людини.

Об'єктом дослідження виступає слухова система людини.

В процесі дослідження вирішувалися наступні завдання: була розглянута анатомія слухової системи, взаємозв'язок всіх її органів, а також з її дотичними органами; розглянуто питання об'єктивних акустичних методів діагностики слуху людини; для дослідження функцій середнього вуха була обрана електромеханічна модель середнього вуха та визначено основні параметри коливальної системи; запропоновано застосування моделі середнього вуха для інтерпретації результатів об'єктивної діагностики і визначення резонансної частоти структур слухової системи людини.

Одержані результати можуть бути використані для подальшого вивчення функції слухової системи людини.

Магістерська дисертація містить 119 сторінки, 44 рисунки, 22 таблиці і 34 літературних джерел.

Ключові слова: слухова система, модель середнього вуха, об'єктивна діагностика, тимпанометрія, отоакустична емісія, резонансна частота.

## ANNOTATION

Today, hearing loss for newborns is one of the most common congenital abnormalities in. The first years of a child's life are important for progress of speech, cognitive skills and evolution of intelligence. Impairment of hearing of the newborn leads to impaired speech development. With a delay in the formation of the language there is a delay in evolution of the intellect. The timely detection of audiological problems of newborns makes possible early start of interventions, aimed on increasing communication, social and educational skills. Screening of newborns is usual in the United States and most of European countries.

The purpose of this master's dissertation is to search and determine effective ways to improve the objective acoustic methods of newborns hearing diagnosing, determining the resonant frequency of human auditory system structures. Research is conducted comprehensive, using objective methods.

Subject of research is the sound vibrations transmitting process of the human auditory system.

Object of research is human auditory system.

In research process the following tasks were solved: humans auditory system anatomy, interrelation of all auditory system organs, as well as tangent organs were examined; issue of objective acoustic methods for human hearing diagnosing were examined; to study middle ear the functions, an electromechanical model of the middle ear was chosen and the main parameters of the oscillating system were determined; proposed to use the middle ear model to interpret the results of objective diagnostics and determine the resonant frequency of the structures of the human auditory system.

Obtained results can be used for further auditory tube functions research.

Master's dissertation contains 119 pages, 44 figures, 22 tables and 34 literature sources.

Key words: hearing system, middle ear model, objective diagnostics, tympanometry, otoacoustic emission, resonance frequency.

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ .....	10
ВСТУП .....	11
РОЗДІЛ 1 .....	13
АНАТОМІЯ СЛУХОВОЇ СИСТЕМИ ЛЮДИНИ .....	13
1.1. Загальні відомості.....	13
1.2. Зовнішнє вухо .....	15
1.3. Середнє вухо .....	17
1.4. Внутрішнє вухо.....	24
1.5. Висновки.....	32
РОЗДІЛ 2 .....	34
МЕТОДИ ОБ'ЄКТИВНОЇ ДІАГНОСТИКИ СЛУХУ ЛЮДИНИ .....	34
2.1. Акустична імпедансометрія .....	34
2.1.1. Тимпанометрія.....	36
2.1.2. Акустична рефлексометрія.....	40
2.2. Отоакустична емісія .....	43
2.2.1. Отоакустична емісія на частоті продуктів спотворення .....	45
2.2.2. Затримана викликана отоакустична емісія .....	46
2.3. Коротколатентні слухові викликані потенціали .....	48
2.4. Довголатентні слухові викликані потенціали .....	51
2.5. Висновки.....	52
РОЗДІЛ 3 .....	54
МОДЕЛІ СЕРЕДНЬОГО ВУХА ЛЮДИНИ.....	54
3.1. Моделювання функцій середнього вуха за Фроловим К.В.....	54
3.2. Математична модель середнього вуха людини на основі фільтру низьких частот .....	59
3.3. Моделювання еквівалентної схеми середнього вуха людини за Найдою С.А. Формула середнього вуха людини в нормі.....	64
3.4. Електрична модель завитки.....	71
3.5. Електрична модель середнього вуха .....	74
3.6. Електрична модель слухової системи людини.....	76
3.7. Метод кінцевих елементів .....	78



3.8. Висновки.....	80
РОЗДІЛ 4 .....	83
ОБРОБКА РЕЗУЛЬТАТІВ ОБ'ЄКТИВНОЇ ДІАГНОСТИКИ СЛУХУ ЛЮДИНИ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ МОДЕЛІ СЕРЕДНЬОГО ВУХА .....	83
4.1. Тимпанометрія .....	83
4.1.1. Багаточастотна тимпанометрія .....	84
4.1.2. Одночастотна тимпанометрія .....	87
4.2. Визначення резонансних частот слухової системи людини за допомогою об'єктивних методів дослідження слуху .....	89
4.3. Висновки.....	95
РОЗДІЛ 5 .....	96
РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ .....	96
5.1. Опис ідеї проекту.....	96
5.2. Технологічний аудит ідеї проекту .....	97
5.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту .....	97
5.4. Розроблення ринкової стратегії проекту.....	104
5.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту .....	106
5.6. Висновки.....	109
ВИСНОВКИ.....	111
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ .....	117

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

АІ – акустична імпедансометрія

АМ – амплітудна модуляція

АР – акустична рефлексометрія

АЧХ – амплітудно-частотна характеристика

ВЧ – високі частоти

ДСВП – довголатентні слухові викликані потенціали

ЗВОАЕ – затримана викликана отоакустична емісія

ЗСП – зовнішній слуховий прохід

КСВП – коротколатентні слухові викликані потенціали

МКЕ – метод кінцевих елементів

НВМПЕ – надвисокомолекулярний поліетилен

НЧ – низькі частоти

ОАЕ – отоакустична емісія

ОАЕПС – отоакустична емісія на частоті продуктів спотворення

РСВ – реконструйоване середнє вухо

СС – слухова система

Т – тимпанометрія

ФНЧ – фільтр низьких частот

ЧМ – частотна модуляція

TORP – total ossicular replacement prosthesis

## ВСТУП

Різні патологічні процеси призводять до зміни характеристик слухової системи людини. На даний момент діагностика слуху не викликає подиву та зайвих запитань, бо більшість розуміє важливість піклування про здоров'я та знають про проблеми, які можуть виникнути, якщо завчасно їх не попередити.

На сьогоднішній день погіршення слуху все частіше турбує не тільки людей похилого віку, а й новонароджених. Зараз три новонароджених дитини із тисячі мають проблеми зі слухом, не зважаючи на те, що в її сім'ї такої патології не було. Це стало однією з найвідоміших аномалій у світі. У розвинених країнах при народженні дитини проводиться первинний акустичний скринінг, тому що своєчасне виявлення зниження слуху та лікування дозволяє забезпечити нормальний інтелектуальний розвиток. Тобто, якщо виявити цю проблему до 6 місяців після народження дитини, належному лікуванню та її догляданню, ніяких відмінностей від звичайної здорової дитини не буде. Якщо ж патологію буде виявлено запізно, то на відміну від однолітків, дитина з втратою слуху буде дуже відставати від розумового та мовленнєвого розвитку, що не дасть їй можливості нормально розвиватись. Найбільш точну інформацію про стан слуху можна визначити тільки за допомогою об'єктивних методів дослідження слуху.

Вибір теми магістерської дисертації обумовлений актуальністю проблеми погіршення слуху, що стає поширеною в Україні. У світі існує безліч методик та програм по акустичному скринінгу новонароджених. В розвинених країнах вони є обов'язковими до виконання. На сьогодні досконалої методики та апаратури ще не існує, бо реальними розробками та дослідженнями для новонароджених, які не тільки знаходяться у групі ризику, а мають будь-які проблеми зі слухом, зайнялись близько десяти років тому, на протязі яких програми вдосконалювалися, а відсоток помилок зменшувався до 2-3%.

Метою дослідження є пошук і визначення ефективних шляхів вдосконалення об'єктивних акустичних методів діагностики та обґрунтування вибору багаточастотної тимпанометрії як одного з основних методів дослідження функції середнього вуха.

Для досягнення поставленої мети була розглянута анатомія слухової системи, взаємозв'язок всіх її органів, а також з її дотичними органами. Для дослідження функцій середнього вуха була обрана електромеханічна модель середнього вуха та визначено основні параметри коливальної системи.

## РОЗДІЛ 1

### АНАТОМІЯ СЛУХОВОЇ СИСТЕМИ ЛЮДИНИ

Мета даного розділу полягає в визначенні структур слухової системи, її геометричних розмірів та основних функцій.

#### 1.1. Загальні відомості

Акустичні сигнали, що поширюються у зовнішньому середовищі, сприймаються мозком людини в результаті ряду перетворень, вироблених на різних рівнях слухової системи. Слухова система (СС) являє собою сукупність механічних, рецепторних і нервових структур, що сприймають і аналізують звукові коливання. СС людини являє собою єдину цілісно функціонуючу систему, що складається з трьох відділів:

- а) периферійного, або рецепторного;
- б) середнього, або провідникового;
- в) центрального, або коркового.

Периферійний відділ аналізатора складається з особливих нервових клітин, що сприймають певний вид подразнень. Ці клітини являють собою рецептор, що перетворює енергію зовнішнього подразнення в енергію нервового збудження. На рівні периферійного відділу СС здійснюються наступні функції:

- а) створюються такі умови прийому сигналу, при яких забезпечується максимальна чутливість при допустимому співвідношенні сигнал-шум;
- б) здійснюється спектрально-часове багатоканальне розкладання сигналів на складові;
- в) відбувається перетворення багатоканального аналогового опису сигналів в імпульсну активність волокон слухового нерву.

Периферійний відділ слухового аналізатора, або власне вухо, в анатомічному відношенні складається з трьох частин: зовнішнього, середнього і внутрішнього вуха, що видно на рис.1.1.

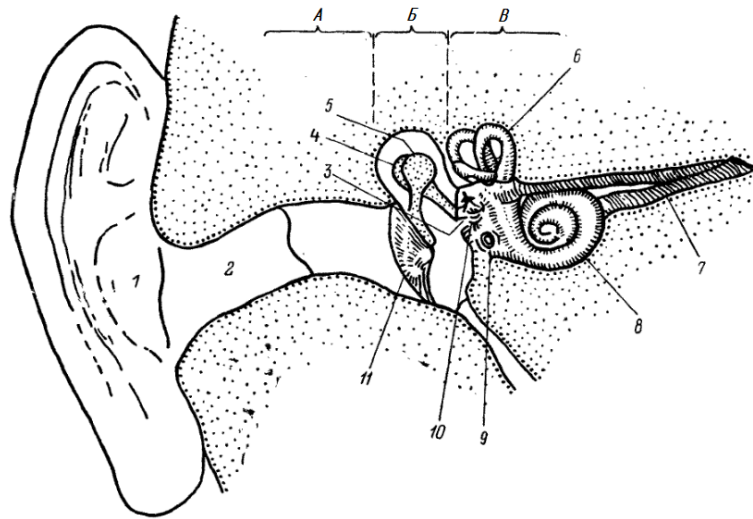


Рис. 1.1. Схематичне зображення периферійного відділу органа слуху [1]:  
 А – зовнішнє вухо; Б – середнє віхо; В – внутрішнє вухо; 1 – вушна раковина;  
 2 – зовнішній слуховий прохід; 3 – стремінце; 4 – коваделко; 5 – молоточок;  
 6 – вестибулярний апарат; 7 – слуховий нерв; 8 – завитка; 9 – кругле вікно;  
 10 – овальне вікно; 11 – барабанна перетинка

Провідниковий відділ складається з нервових волокон та клітин проміжних нервових центрів у спинному мозку та ствольній частині головного мозку. Функція цього відділу – проведення нервового збудження від рецептора до коркового кінця аналізатора.

Центральний, або корковий, відділ є вищим відділом аналізатора. В цьому місці відбувається аналіз та синтез подразнень, які поступають з периферійного відділу слухової системи.

В слуховій системі розрізняють звукопровідний та звукосприймаючий апарати, які мають певні функціональні призначення. Звукопровідний апарат проводить звукові коливання до рецепторних клітин та складається з зовнішнього та середнього вуха, лабіринтних вікон внутрішнього вуха та його рідинних середовищ. Звукосприймаючий апарат трансформує звукову енергію

в нервові збудження та передає його в центральний відділ аналізатора. Він включає в себе волоскові клітини вуха, слуховий нерв, нейронні утворення та центри вуха в скроневій долі мозку [3].

## 1.2. Зовнішнє вухо

Зовнішнє вухо (рис. 1.2) складається з вушної раковини і зовнішнього слухового проходу (ЗСП). Барабанна перетинка розділяє зовнішнє і середнє вухо, але зазвичай її розглядають як частину останнього.

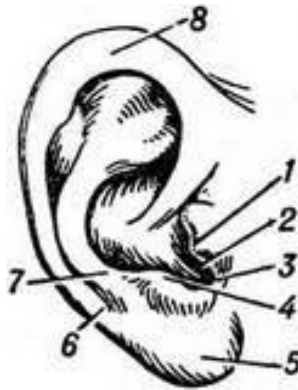


Рис. 1.2. Зовнішнє вухо [3]:

1 – козелок; 2 – зовнішній слуховий прохід; 3 – міжкозелкова вирізка; 4 – антикозелок; 5 – мочка вуха; 6 і 8 – завиток; 7 – протизавиток

Вушна раковина складається з еластичного хряща і нагадує воронку складної форми або своєрідний рупор, який з'єднується безпосередньо з ЗСП. Розташовуючись на зовнішній поверхні голови, вона являє собою орган, витягнутий назад, догори й донизу. Вушна раковина забезпечена шістьма внутрішніми рудиментарними м'язами і трьома зовнішніми. Нижня частина вушної раковини, або мочка, на відміну від інших відділів, в своїй анатомічній будові не має хряща, але має жирову тканину. Попереду вушна раковина має своєрідне хрящове утворення у вигляді виступу – козелок, що обмежує ЗСП. Ззаду вушна раковина прилягає до соскоподібного відростка, утворюючи завушну складку.

Піднесення та борозенки поверхні вушної раковини використовуються при слухопротезуванні для фіксації вушного вкладиша. У дітей вушна раковина дуже м'яка, мало еластична, її поглиблення здаються більш рельєфними, а завиток та мочка менш виражені й формуються до 4 років [3].

Основне призначення вушної раковини – концентрація енергії і узгодження імпедансів повітряного середовища вільного акустичного поля і ЗСП [1].

ЗСП, або вушний канал, простягається від раковини до барабанної перетинки, варіюючи в розмірах і формі. Зовнішня частина каналу (близько 1/3 довжини) складається з хряща та сполучної тканини, а його внутрішня частина (близько 2/3 довжини) утворена кістковою тканиною скроневої кістки. Хрящова його частина рухома, і при відтягуванні раковини догори і назад можна розширити просвіт і змінити його кривизну, що необхідно враховувати при виготовленні зліпка слухового проходу [3]. ЗСП покритий шкірою, що щільно прилягає, яка в хрящовому сегменті товще, ніж в кістковому. Шкіра хрящового сегмента рясніє сірчаними і сальними залозами. Загальна довжина ЗСП у дорослих близько 2,5 см. У маленьких дітей ЗСП коротше, ніж у дорослих, внаслідок того, що кісткова його частина ще не встигла розвинути і представлена лише кістковим кільцем, в якому укріплена барабанна перетинка. Просвіт ЗСП у новонароджених і маленьких дітей представляється щілиновидним. У міру зростання дитини просвіт слухового проходу з щілиновидного поступово стає овальним.

ЗСП – це канал неправильної форми. На місці переходу хрящової частини в кісткову він має S-подібну форму, викривляючись спочатку вперед і догори, потім назад і догори, а в кінці – наперед і донизу. Перетин у латеральній частині зазвичай більше і має форму, близьку до еліптичної. Діаметр ЗСП біля входу становить близько 0,7 см, в горизонтальній площині в середньому він дорівнює 0,65 см, у вертикальній - 0,9 см. Загальний об'єм каналу становить приблизно  $1,01 \text{ см}^3 \pm 0,15 \text{ см}^3$ .



Основні функції, що виконує зовнішнє вухо: локалізація джерела звуку, підсилення високочастотних звуків, проведення звукових хвиль до барабанної перетинки, визначення зміщення джерела звуку в вертикальній площині, захист внутрішнього вуха та підтримка стабільного температурного режиму СС [3].

### 1.3. Середнє вухо

Середнє вухо розташоване в товщі скроневої кістки та складається з ряду сполучених між собою порожнин вистланих слизовою оболонкою – барабанної перетинки, барабанної порожнини, усередині якої містяться слухові кісточки, євстахієвої (слухової) труби, клітин соскоподібного відростку, соскоподібного відростку з його кістковими комірками, у тому числі й найбільша соскоподібна печера, яка спеціальним проходом (входом) у печеру з'єднана з барабанною порожниною. (рис. 1.3) [3].

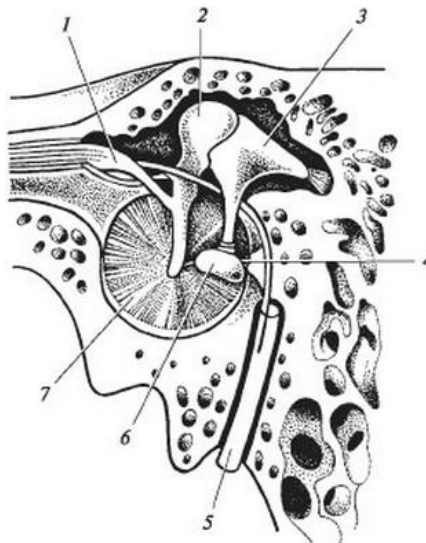


Рис. 1.3. Середнє вухо [3]:

1 – м'яз, який натягує барабанну перетинку; 2 – молоточок; 3 – коваделко; 4 – стремінцевий м'яз; 5 – лицевий нерв; 6 – підніжна пластинка стремінця; 7 – барабанна перетинка

Від ЗСП середнє вухо відділено барабанною перетинкою. Барабанна перетинка являє собою тонку пружну пластинку, покриту з боку ЗСП

зовнішнім шаром шкіри (епідермісом), а з боку середнього вуха – слизовою оболонкою. Барабанна перетинка – це дуже тонка, просвітчаста і мало еластична мембрана, товщина якої в середньому становить близько 0,074 мм. Вона має еліптичну форму з вертикальним діаметром близько 0,9-1,0 см і горизонтальним – 0,8-0,9 см. З віком форма і розміри барабанної перетинки майже не змінюються. У новонароджених барабанна перетинка товще, ніж у дорослих та покрита слизовою оболонкою. Барабанна перетинка увігнута всередину. Цей зсув всередину обумовлений щільним зрощенням барабанної перетинки з рукояткою молоточка.

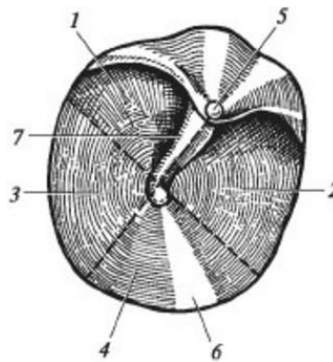


Рис. 1.4. Барабанна перетинка [3]:

1, 2, 3, 4 – квадранти – відповідно задньовверхній, передньовверхній, задньонижній, передньонижній; 5 – короткий відросток молоточка; 6 – світловий конус; 7 – рукоятка молоточка

Барабанна порожнина – це заповнена повітрям порожнина, що розташовується в піраміді скроневої кістки, тобто між барабанною перетинкою та вушним лабіринтом, являє собою щілиновидну порожнину неправильної форми, ємністю в 0,75 мл. Вона вистелена слизовою оболонкою, в якій знаходиться невелика кількість слизових залоз.

Прийнято виділяти 6 стінок барабанної порожнини: зовнішню, внутрішню, верхню, нижню, задню та передню. Зовнішня стінка складається з барабанної перетинки і навколишнього її кісткового кільця [1]. Внутрішня стінка відокремлює барабанну порожнину від внутрішнього вуха. У цій стіні є два отвори, що називаються вікнами: овальне (довший діаметр складає 3-4 мм)

і кругле, або вікно завитки (діаметр в середньому складає 1-2 мм). У овальне вікно вставлена підніжна пластинка стремені, що прикріплена до країв овального вікна за допомогою кільцеподібної зв'язки. Кругле вікно натягнуте еластичною тонкою перетинкою, яка носить назву вторинної барабанної перетинки (фіброзна мембрана). На внутрішній стінці барабанної порожнини є випуклість – мис, який утворений основною (базальною) завиткою. Зверху від неї розташований кістковий канал, в якому знаходиться лицевий нерв, а над нею і ззаду – ампула горизонтального полукружного каналу. Верхня стінка відокремлює барабанну порожнину від порожнини черепа. Нижня стінка межує з великою кровоносною судиною – цибулиною яремної вени. У задній стінці внизу є отвір, що з'єднує барабанну порожнину з печерою соскоподібного відростка [4]. В передній стінці знаходиться отвір євстахієвої труби, що з'єднує барабанну порожнину з порожниною носоглотки.

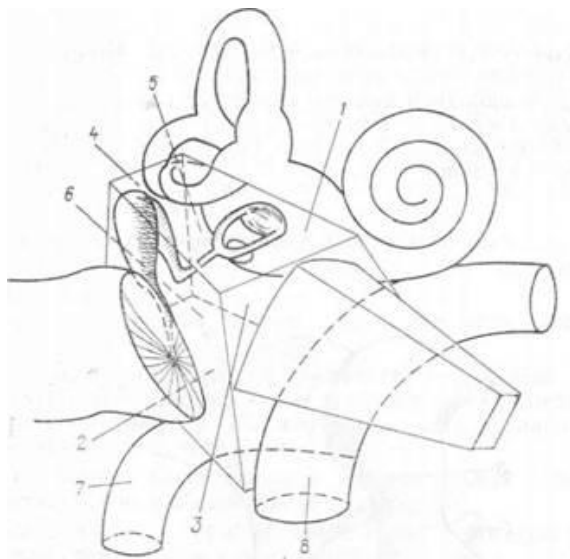


Рис. 1.5. Схема розташування стінок барабанної порожнини [7]:

- 1 – верхня стінка; 2 – нижня стінка; 3 – передня стінка; 4 – задня стінка; 5 – внутрішня стінка; 6 – зовнішня стінка; 7 – внутрішня яремна вена; 8 – внутрішня сонна артерія

Умовно барабанну порожнину ділять на три відділи:

- а) верхній – надбарабанний простір, або епітімпанум, розташовується вище короткого відростка молоточка;

- б) середній (мезотімпанум) знаходиться між коротким відростком молоточка і нижньою стінкою ЗСП;
- в) нижній – підбарабанний простір (гіпотімпанум) представляє собою невелике заглиблення, розташоване нижче рівня прикріплення барабанної перетинки.

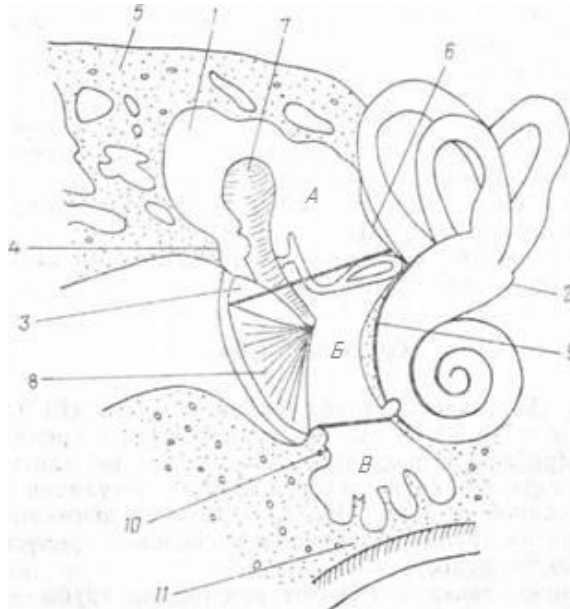


Рис. 1.6. Схема відділів барабанної порожнини [7]:

А – верхній відділ; Б – середній відділ; В – нижній відділ; 1 – соскоподібна печера; 2 – внутрішнє вухо; 3 – ненатягнута частина барабанної перетинки; 4 – чешуя скроневої кітки; 5 – верхня стінка; 6 – внутрішня стінка; 7 – молоточок; 8 – натягнута частина барабанної перетинки; 9 – внутрішня стінка; 10 – кісткова стінка нижче барабанної перетинки; 11 – нижня стінка

Звукова енергія, яка припадає на барабанну перетинку, проводиться до внутрішнього вуха за допомогою молоточка, коваделка і стремінця (найдрібнішими кісточками в організмі) [2]. У барабанній порожнині вони знаходяться в підвішеному стані завдяки зв'язкам, що відходять від стінок барабанної порожнини, сухожилля м'язового апарату, молоточка, частково зрощеного з барабанною перетинкою, коваделка, що поєднане тілом за допомогою суглоба з головкою молоточка, а довгим відростком – з головкою стремінця за допомогою синхондрозу, стремінце, що закриває за

посередництвом циркулярної зв'язки овальне вікно. Кісточки з'єднуються між собою рухомо та являють собою коло, що з'єднує барабанну перетинку з внутрішнім вухом. Тобто основна роль слухових кісточок полягає у передачі коливань барабанної перетинки на перетинку овального вікна. Оскільки барабанна перетинка має у 22 рази більшу площу ніж перетинка овального вікна, при цьому відбувається значне підсилення коливань. Слухові кісточки з'єднані між собою і з барабанною перетинкою малими за розміром м'язами і зв'язками, які покриті слизовою оболонкою, яка є продовженням слизової оболонки барабанної порожнини.

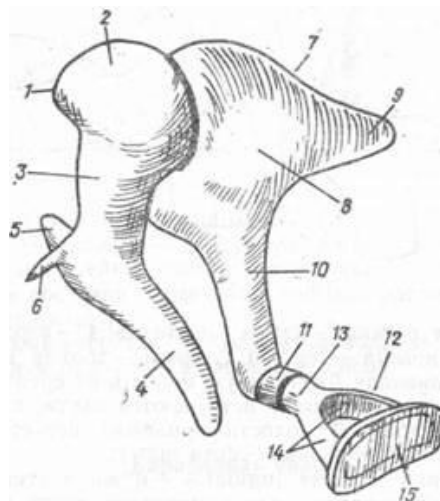


Рис. 1.7. Слухові кісточки [7]:

1 – молоточок; 2 – головка молоточка; 3 – шийка молоточка; 4 – рукоятка молоточка; 5 – латеральний відросток; 6 – передній відросток; 7 – коваделко; 8 – тіло коваделка; 9 – короткий відросток; 10 – довга ніжка; 11 – чечевицеподібний відросток; 12 – стремінце; 13 – головка стремінця; 14 – ніжки стремінця; 15 – підніжна пластинка стремінця

Молоточок має головку, шийку, рукоятку і два відростки (латеральний і передній). Ця кісточка найбільша серед інших, довжина її становить близько 8-9 мм, а маса приблизно 25 мг. Коваделко складається з тіла, короткого і довгого відростків. Його маса дорівнює приблизно 30 мг, довжина уздовж короткого відростка – близько 5 мм, а вздовж довгого відростка – близько 7 мм. Стремінце складається з двох ніжок, головки і підніжної пластинки.

Передня ніжка стремінця пряміше, тонше і коротше задньої. Ця кісточка найменша серед інших. Його висота – близько 3,5 мм, довжина підніжної пластинки – близько 3 мм, а ширина - 1,4 мм. Маса стремінця становить приблизно 3-4 мг. Рукоятка молоточка вросла в фіброзний шар барабанної перетинки, причому нижній кінець рукоятки утворює в центрі барабанної перетинки виступ – пупок, а короткий відросток утворює випинання в передньо-верхньої частині. Ці виступи визначають той характерний вид, який має барабанна перетинка при огляді. Головка молоточка зчленовується з тілом коваделка. Ці дві кісточки рухаються як одне ціле, а не відносно один одного. Коваделко своїм довгим відростком зчленовується з голівкою стремінця. Підніжна пластинка стремінця, що включає дуже тонку мембрану, пов'язана з овальним вікном кільцеподібною зв'язкою.

У барабанній порожнині містяться дві мініатюрні м'язи (м'язовий апарат) – м'яз, що натягує барабанну перетинку, і стремінцевий м'яз. Перший починається від передньої стінки барабанної порожнини, де вона прикріплена до кісткового півканалу, потім, проходячи через барабанну порожнину, перетворюється в сухожилля і вплітається в рукоятку молоточка. М'яз, що натягує барабанну перетинку, має середню довжину 25 мм, а середню площу поперечного перерізу  $5,85 \text{ мм}^2$ . При скороченні м'яза, що натягує барабанну перетинку, рукоятка молоточка зміщується вперед і всередину, точно забезпечуючи безперешкодний рух кісточок. Цей м'яз інервується однойменною гілкою вушного вузла V (трійчастого) черепного нерва [2]. Стремінцевий м'яз бере свій початок від задньої стінки і закінчується в шийці і голівці стремінця [3]. Цей м'яз є найменшим в організмі: його середня довжина – 6,3 мм, а площа поперечного перерізу –  $4,9 \text{ мм}^2$ . При своєму скороченні стремінцевий м'яз тягне стремінце назад. Стременцевий м'яз інервується стремінцевою гілкою VII (лицевого) черепного нерва [2]. М'язовий апарат барабанної порожнини оберігає внутрішнє вухо від звуків надмірної інтенсивності, причому м'язи скорочуються рефлексно.

Найменша інтенсивність звуку, що викликає рефлекс стремінцевого м'яза або м'яза, що натягує барабанну перетинку становить 92 дБ над порогом слуху, незалежно від частоти. Скорочення м'язів барабанної порожнини обмежує коливання слухових кісточок і напружує барабанну перетинку; наслідком цього є ослаблення звуку на 15-20 дБ [6].

Євстахієва труба є важливим елементом СС, що виконує вентиляційну, барометричну, дренажну, захисну і слухову функцію. Євстахієва труба з'єднує порожнину носоглотки з порожниною середнього вуха. Вона починається на бічній стінці носоглотки глотковим отвором євстахієвої труби [5]. Довжина євстахієвої труби складає у дорослої людини 30-40 мм і складається з трьох частин: перепончато-хрящової, сполучної і кісткової [9]. Перепончато-хрящова частина труби становить близько  $\frac{2}{3}$  її довжини; вона відкривається в носоглотку, має форму жолоба і утворена гіаліновим хрящем. З нижнього боку хрящ відсутній, а замість нього є фіброзна тканина, що утворює перетинчасту платівку. Кісткова частина труби становить близько  $\frac{1}{3}$  її довжини; вона відкривається на передній стінці барабанної порожнини. Просвіт кісткової частини має тригранну форму, а стінки утворені кістковою тканиною піраміди скроневої кістки. Сполучна частина труби – та частина, де з'єднуються перепончато-хрящова і кісткова частини – найвужча частина просвіту євстахієвої труби. Внутрішня поверхня всіх частин євстахієвої труби покрита слизовою оболонкою. Вісь євстахієвої труби нахилена донизу, вперед і медіально, утворюючи кут  $45^\circ$  з сагітальною і  $30^\circ$  з горизонтальною площиною, що сприяє виведенню секрету з барабанної порожнини і перешкоджає проникненню в неї вмісту носоглотки. З євстахієвою трубою пов'язані м'язи, які здатні змінювати її просвіт: м'яз, що напружує піднебінний занавіс; м'яз, що піднімає піднебінний занавіс; трубно-глотковий м'яз. Ширина просвіту євстахієвої труби в перепончато-хрящовій частині становить 2-4 мм, в сполучній – менше 2 мм, а в кістковій частині – від 2 до 6 мм. Найдинамічнішою частиною труби є перепончато-хрящова частина і, зокрема,

глотковий отвір, який в спокої знаходиться в закритому стані. Відкривається глотковий отвір при ковтанні, чханні, зіванні і досягає при цьому максимальних розмірів – від 11,6 мм до 20 мм. У дітей евстахієва труба коротше, ширше і розташована більш горизонтально, що полегшує проникнення інфекції з носоглотки в барабанну порожнину і можливість виникнення запалення середнього вуха. Зростання евстахієвої труби відбувається за рахунок розвитку перепончато-хрящової частини, в той час як кісткова частина залишається без змін [8].

Соскоподібний відросток являє собою кісткове утворення. Це відросток скроневої кістки, розташований позаду вушної раковини. У товщі соскоподібного відростка знаходяться осередки, сполучені один з одним за допомогою вузьких щілин. Форма, величина і кількість цих осередків дуже мінливі, але одна з них, найбільша, що носить назву печери (антрум), є постійною. Печера поєднується з барабанною порожниною через отвір в задній стінці останньої. Печера відділяється від порожнини черепа кістковою пластинкою, іноді дуже тонкою. Комірки соскоподібного відростка доходять іноді до великої венозної пазухи мозку (поперечного синуса) і відокремлюються від неї також лише тонким шаром кістки. У дітей приблизно до двох років соскоподібний відросток ще не розвинений і виглядає як кістковий горбок. Однак печера існує вже у новонародженої дитини [4].

Однією з функцій середнього вуха є забезпечення шляху передачі стимулу до овального вікна, що в свою чергу, забезпечує зміщення мембрани вікна завитки відповідними коливаннями тиску у внутрішньому вусі.

#### 1.4. Внутрішнє вухо

Внутрішнє вухо, або вушний лабіринт, являє собою систему каналів і порожнин, що називаються лабіринтом, в товщі скроневої кістки. Розрізняють кістковий і перетинчастий лабіринти, причому кістковий лабіринт є як би футляром для перетинчастого, тобто перетинчастий лабіринт розташовується



всередині кісткового і повторює його контури. Перетинчастий лабіринт наповнений особливою рідиною – ендолімфою, а простір між перетинчастим і кістковим лабіринтами заповнений перилімфою.

Внутрішнє вухо розташоване в товщі кам'янистої частини (піраміди) скроневої кістки і складається з дуже компактної кісної тканини. Лабіринт поєднується з порожниною черепа (задня черепна ямка) через внутрішній слуховий прохід і водопровід завитки, межує з барабанною порожниною і відділений від неї стінкою, утвореної переднім відділом і виступом основного завитку, а також овальним вікном, закритим підніжною пластинкою стремінця, та круглим вікном, затягнутим вторинною перетинкою [3].

Кістковий лабіринт – це кісткова оболонка значної щільності, єдина кістка організму, в якій не припиняється механізм перебудови кістки. У завитці кісткова частина представлена кістковим стержнем і спіральним каналом завитки, що в 2,5 рази обвиває стержень. Від стержня відходить кісткова спіральна пластинка, разом з основною мембраною спірального завиткового ходу, що розділяє просвіт каналу на сходи присінку, з'єднані з овальним вікном, а разом з мембраною Рейснера завиткового ходу – на барабанні сходи, закриті вторинною мембраною круглого вікна. Барабанні сходи і сходи присінку заповнені перилімфою, вони з'єднуються на верхівці завитки за допомогою отвору, який називається гелікотремою.

Кістковий лабіринт складається з трьох частин:

- а) середньої – присінку;
- б) передньої – завитки;
- в) задньої – півколових каналів.

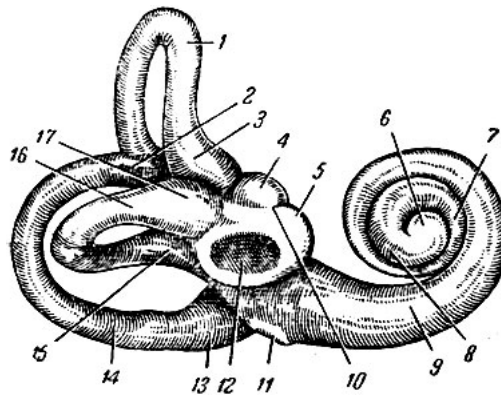


Рис. 1.8. Кістковий лабіринт [3]:

1 – верхній півколовий канал; 2 – загальна ніжка; 3 – ампула; 4 – овальний мішечок; 5 – круглий мішечок; 6 – верхівка завитки; 7 – середній завиток; 8 – верхній завиток; 9 – основний завиток; 10 – місце розташування гребеня присінку; 11 – вікно завитки; 12 – вікно присінку; 13 – задня ампула; 14 – задній півколовий канал; 15 – ніжка зовнішнього каналу; 16 – зовнішній півколовий канал; 17 – ампула каналу

Присінок розташовується між барабанної порожниною і внутрішнім слуховим проходом, становить центральну частину лабіринту, являє собою порожнину овальної форми і складається з двох перетинчастих мішечків: переднього (круглого) і заднього (овального). Передній мішечок сполучається з завитком, а задній – з півколовими каналами. На зовнішній стінці присінку, що повернута до барабанної порожнини, розташовуються овальне вікно, прикрите підніжкою стремінця, і кругле вікно, закрите, так званою, вторинною барабанною перетинкою.

Півколових каналів три: верхній, задній і зовнішній. Вони розташовані в трьох взаємно перпендикулярних площинах. Кісткові півколові канали мають вигляд дугоподібно вигнутих трубок. Один з кінців кожного каналу гладкий, а інший має розширення – ампулу. Присінок і півколові канали утворюють вестибулярний (від лат. vestibulum – присінок) апарат і є периферичним відділом просторового аналізатора, або органу рівноваги. В присінку і півколових каналах розташовуються групи специфічних нервових

клітин, що утворюють кінцевий апарат, або рецептор, вестибулярного нерва. У мішечках присінка таким рецептором є отолітовий апарат, тобто кінцеві нервові клітини, прикриті перетинкою, що містить особливі кристали – отоліти. У півколових каналах рецептор складається зі специфічних волоскових нервових клітин, що утворюють в ампулі кожного з каналів особливий гребінець. Прямолінійні рухи викликають зміщення отолітів в мішечках присінку, а обертальні (кутові) рухи супроводжуються переміщенням ендолімфи в півколових каналах і тягнуть за собою роздратування чутливих волоскових клітин в ампулярних гребінцях. Роздратування кінцевого апарату передаються по волокнам вестибулярного нерва в центральну нервову систему. У відповідь на них виникають рефлекторні реакції, які сприяють збереженню рівноваги [4].

Кісткова завитка має конічну форму (рис. 1.9). Розрізняють основу завитки, що має ширину 7-9 мм, і купол завитки. Відстань від основи до купола становить 4-5 мм. У центрі кісткової завитки розташовується кістковий стержень, який складається з губчастої кісткової тканини. Верхівка стержня не доходить до купола завитки. Навколо нього розташовується кісткова спіральна пластинка, яка робить 2,5 оберти. Спіральна пластинка, піднімаючись до купола завитки, закінчується зігнутим краєм. Стержень і кісткова спіральна пластинка закриваються кістковим каналом завитки, який закріплюється до стержня, спірально загинається і утворює 2,5 завитка [5]. Кожен наступний завиток менше попереднього, а довжина каналу – близько 22 мм. У кістковій завитці розрізняють нижній (основний) завиток, середній і верхній, в яких проходить кістковий канал (загальна довжина завитків в середньому 28-30 мм) [4]. Цей канал сліпо закінчується в області верхівки піраміди. Діаметр просвіту каналу в початковому відділі широкий – 6 мм, у купола завитки звужується до 2 мм. Кісткова спіральна пластинка знаходиться в центрі кісткового каналу і ділить порожнину спірального каналу на дві частини (поверхи): верхню, що називається сходами присінку, і нижню, що

називається барабанними сходами [5]. Межею між ними служить спіральний кістковий гребінь і еластична перетинка – основна мембрана, що відходить від краю цього гребеня [4]. Сходи присінку починаються овальним вікном, піднімаються по верхній поверхні спіральної пластинки до купола завитки, де в області гачка спіральної пластинки переходять в барабанні сходи. Барабанні сходи йдуть по нижній поверхні спіральної пластинки до основи завитки, де з'єднуються з круглим вікном, затягнутим вторинною барабанною перетинкою. Таким чином, барабанні сходи і сходи присінку з'єднуються на куполі завитки через вузький отвір (гелікотрема). Усередині стержня знаходяться щілини (канали), в яких розташовуються нервові біполярні клітини (I нейрони слухового аналізатора) [5]. Присінкові сходи розділені за допомогою тонкої перетинчастої перегородки – мембрани Рейснера, на два канали: власне сходи присінку і перетинчастий канал завитки, або завитковий прохід. Завитковий прохід наповнений ендолімфою, барабанні сходи і сходи присінку – перилімфою [4].

На рис. 1.9 представлений вертикальний переріз кісткової завитки.

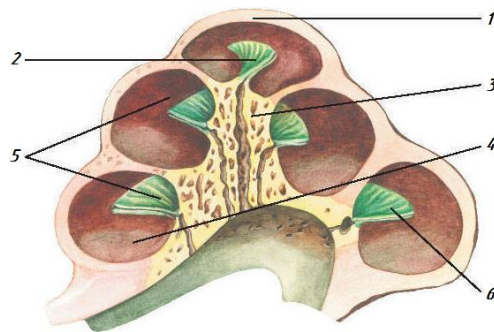


Рис. 1.9. Кісткова завитка (вертикальний переріз) [4]:

1 – верхній завиток; 2 – гелікотрема; 3 – кістковий стержень; 4 – барабанні сходи; 5 – сходи присінку; 6 – спіральна кісткова пластинка

Перетинчастий лабіринт має ті ж самі частини, що і кістковий. Перетинчаста завитка є місцем розподілу периферичних апаратів завиткового нерву. Він відноситься до органу слуху і утворює спіральний орган [5]. Перетинчастий завиток розташовується всередині спірального каналу

кісткової завитки і також утворює 2,5 оберти. Перетинчаста частина завитки утворює спіральний завитковий прохід, який має на поперечному розрізі форму трикутника, утвореного згаданими оболонками: знизу – основною мембраною, зверху – мембраною Рейснера. Завитковий прохід, розташований між сходами присінку і барабанными сходами, утворює середні сходи, наповнені ендолімфою. Завитковий прохід закінчується з обох сторін сліпими кінцями: вгорі прилеглим до гелікотреми, а внизу – присінком [6]. У перетинчастого каналу завитки виділяють 3 стінки:

- а) верхня – присінкова або вестибулярна мембрана, дивиться в порожнину сходів присінку;
- б) нижня – основна мембрана, дивиться в порожнину барабаних сходів, є продовженням кісткової спіральної пластинки;
- в) зовнішня – прилягає до кісткової завитки (кісткового каналу).

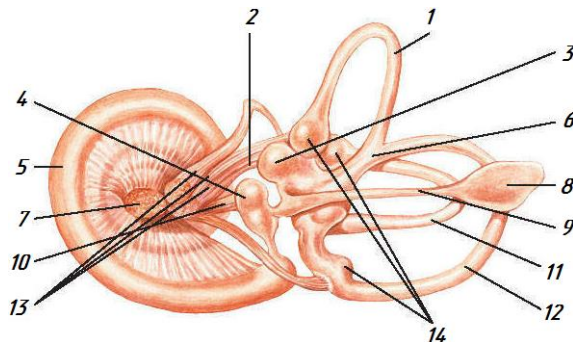


Рис. 1.10. Перетинчастий лабіринт [4]:

- 1 – верхній перетинчастий півколовий проток; 2 – нерв маточки; 3 – маточка;
- 4 – мішечок; 5 – завитковий прохід; 6 – загальна перетинчаста ніжка; 7 – завитковий нерв; 8 – ендолімфатичний мішечок; 9 – ендолімфатичний проток; 10 – нерв мішечка; 11 – зовнішній перетинчастий півколовий проток;
- 12 – задній перетинчастий півколовий проток; 13 – нерви ампул; 14 – ампулярні кінці перетинчастих півколових проток

На основній (базиллярній) мембрані розташовується спіральний орган завитки, або ж орган Корті з волосковими рецепторними клітинами і опорними клітинами [6]. Орган Корті (рис. 1.11) – це периферична частина слухового

аналізатору. Він включає два типи рецепторних клітин: один ряд внутрішніх і 3-4 ряди зовнішніх волоскових клітин [5]. Внутрішні клітини з'єднуються з аферентними волокнами, які проводять подразник до мозкових центрів слуху. Ці волокна складають 95% всіх аферентних волокон слухового нерву. Певну групу зовнішніх волоскових клітин постачає одне єдине волокно. Аферентні волокна, що йдуть від зовнішніх волоскових клітин, становлять лише 5% волокон слухового нерву. Скорочення зовнішніх клітин викликає явище отоакустичної емісії – сигнали, що йдуть від внутрішнього вуха найчастіше після звукової стимуляції [6]. Кожна рецепторна клітина увінчана пучком стереоцилій. Стереоцилії прикріплюються до нижньої поверхні покривної (кортієвої) мембрани. Волоскові клітини розташовуються на опорних клітинах, які поділяються на клітини-стовпи, клітини Хензо, зовнішні підтримуючі (Клаудіса) і зовнішні фалангові (Дейтерса). У органі Корті 24000 таких клітин, які тягнуться рядами уздовж завитків по всій довжині завитки. Кожна нейроепітеліальна клітина одним кінцем фіксована на базилярній мембрані, другий її полюс знаходиться в порожнині перетинчастого каналу. На кінці полюса нейроепітеліальної клітини знаходяться волоски (від 30 до 120 у кожній клітині), які омиваються ендолімфою. Волоски контактують з рухомою покривною мембраною, розташованою над волосковими клітинами; один її край вільний, інший – прикріплений до базилярної мембрани. До кожної клітині підходить дендрит біполярної клітини і утворює синапс. Аксон біполярної клітини утворює слуховий нерв, тобто до рецепторних клітин органа Корті направляються волокна клітин ганглія. Звукові хвилі, потрапляючи в зовнішнє вухо, вдаряють по барабанній перетинці. Це коливання приводить в рух слухові кісточки. З підніжки стремінця коливання передається на перилімфу сходів присінку, а на верхівці завитці – на перилімфу барабанних сходів. Хвиля коливань доходить до круглого отвору, закритого вторинною барабанною перетинкою, вдаряється і відкочується назад. Коливається базилярна мембрана. Волоскові клітини стикаються з

покритвою мембраною, відбувається механічне подразнення, що викликає збудження, яке по дендритам передається до тіла І нейрона [5].

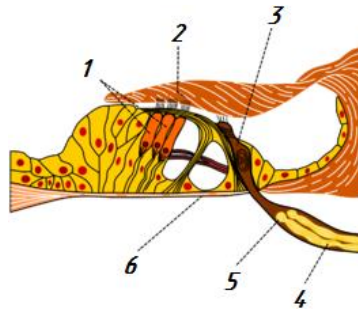


Рис. 1.11. Орган Корті [4]:

1 – зовнішні волоскові клітини; 2 – покривна мембрана; 3 – внутрішні волоскові клітини; 4 – завитковий нерв; 5 – спіральний ганглії; 6 – волокна базилярної мембрани

Поперечні перерізи внутрішнього вуха, що представлені на рис. 1.12 та рис. 1.13, ілюструють особливості складної будови цього відділу звукопровідної системи.

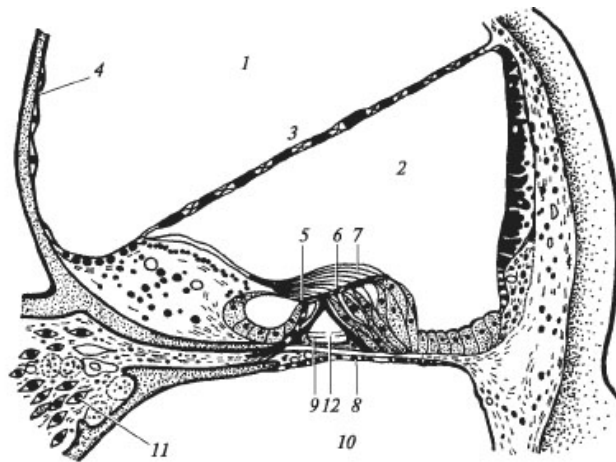


Рис. 1.12. Внутрішнє вухо. Поперечний переріз завитки [3]:

1 – сходи присінку заповнені перилімфою; 2 – серединні сходи, що заповнені ендолімфою; 3 – мембрана Рейснера; 4 – кісткова стінка завиткового каналу;

5 – внутрішні волоскові клітини; 6 – зовнішні волоскові клітини; 7 – покривна мембрана; 8 – базилярна мембрана; 9 – нервові волокна; 10 – барабанні сходи; 11 – клітини спірального ганглія; 12 – стовпи та тунель органу Корті

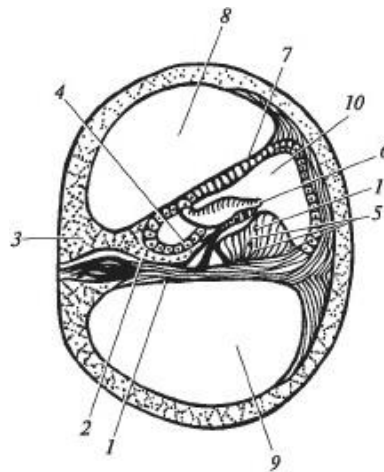


Рис. 1.13. Поперечний переріз через завитку [3]:

1 – базилярна мембрана; 2 – волокна основного нерву; 3 – кісткова стінка завитки; 4 – слухові (волоскові) клітини; 5 – опорні клітини; 6 – покривна мембрана; 7 – мембрана Рейснера; 8 – сходи присінка; 9 – барабанні сходи; 10 – завитковий прохід та розташований у ньому орган Корті

Базилярна мембрана, яка є продовженням спірального завитка, поділяє кістковий канал завитки і складається з окремих волокон, які йдуть в радіальному поперечному напрямку (діаметром 18-25 мкм) від вільного краю кісткового спірального гребеня до зовнішньої стінки кісткового лабіринту. Кількість цих волокон складає 15000-25000, до того ж їх довжина неоднакова і збільшується в напрямку від основи завитки до її куполу. Базилярна мембрана не однакова по ширині: у людини поблизу вікна присінка її ширина становить 0,04 мм, а потім, поступово розширюючись у напрямку до купола завитки, вона досягає в гелікотермі 0,5 мм. Отже, базилярна мембрана розширюється там, де завитка звужується. Сама мембрана має вигляд стрічки. Базилярна мембрана знаходиться в не натягнутому вигляді.

### 1.5. Висновки

Після проведеного дослідження анатомічної будови СС людини можна виділити наступне:

а) на рівні периферійного відділу СС виконуються наступні функції:



- 1) створюються такі умови прийому сигналу, при яких забезпечується максимальна чутливість при допустимому відношенні сигнал-шум;
  - 2) виконується спектрально-часове багатоканальне розкладення сигналів на складові;
  - 3) відбувається перетворення багатоканального аналогового опису сигналів в імпульсну активність волокон слухового нерву;
- б) основні функції зовнішнього вуха: локалізація джерела звуку, підсилення високочастотних звуків, проведення звукових хвиль до барабанної перетинки, визначення зміщення джерела звуку в вертикальній площині, захист внутрішнього вуха та підтримка стабільного температурного режиму;
- в) однією з основних функцій середнього вуха є забезпечення шляху передачі стимулу до овального вікна, що в свою чергу, забезпечує зміщення мембрани вікна завитки відповідними коливаннями тиску у внутрішньому вусі;
- г) в середині завиткового проходу, на основній мембрані, знаходиться орган Корті, який має рецепторні волоскові клітини, які є найбільш важливими периферійними нервовими елементами СС. Вони трансформують механічні коливання в електричні потенціали, в результаті чого збуджуються волокна слухового нерву.

## РОЗДІЛ 2

### МЕТОДИ ОБ'ЄКТИВНОЇ ДІАГНОСТИКИ СЛУХУ ЛЮДИНИ

У даному розділі розглядаються сучасні методи об'єктивної діагностики слуху людини для визначення найфективнішого з них та для подальшого вивчення й дослідження функції СС.

#### 2.1. Акустична імпедансометрія

Акустична імпедансометрія (АІ) застосовується для клінічної діагностики порушень периферійного відділу органу слуху та для оцінки функціонального стану середнього вуха, і являє собою реєстрацію акустичного опору звукопровідного апарату СС [3, 6].

Даний метод дослідження дозволяє провести диференціальну діагностику патології середнього вуха (середнього отиту, отосклерозу, адгезивного отиту, розриву кола слухових кісточок, перфорацію барабанної перетинки, ступінь рухливості барабанної перетинки тощо), а також отримати уявлення про функції VII і VIII пар черепно-мозкових нервів і стволотомозгових слухових провідних шляхів [3].

На практиці найчастіше використовуються два види АІ:

- а) тимпанометрія (Т);
- б) акустична рефлексометрія (АР).

АІ полягає в автоматизованому вимірюванні зміни (зсуву) акустичної провідності (адмітанса) середнього вуха при зміні тиску повітря в закритому слуховому проході (Т) або при впливі звукового стимулу (АР).

Адмітанс – це акустична провідність структур ЗСП і середнього вуха, а їх акустичний опір – це акустичний імпеданс. Адмітанс середнього вуха залежить від перепаду тиску повітря між середнім вухом і ЗСП.

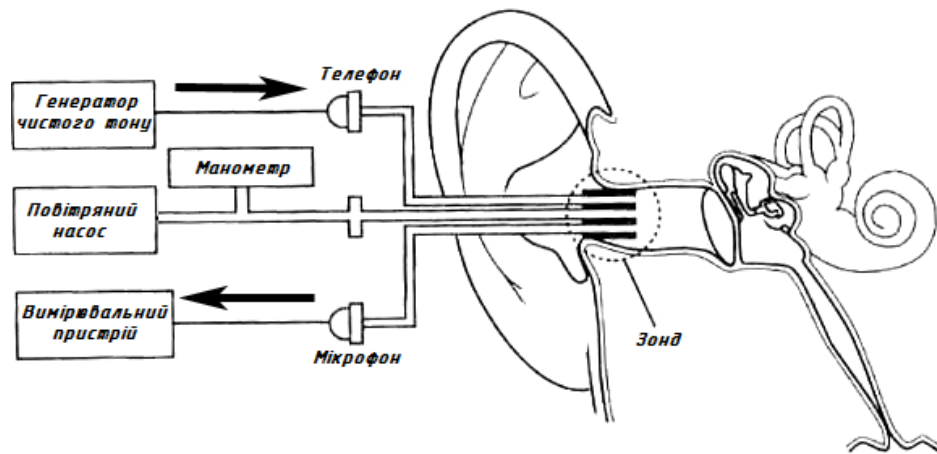


Рис. 2.1. Принцип роботи акустичного імпедансометра

Для проведення АІ використовують спеціальний електроакустичний прилад – імпедансометр (аналізатор середнього вуха). Імпедансометр складається з акустичного зонда з вушною вкладкою, додаткового аудіометричного телефону і цифрового аналізатора звуку з вбудованими в нього регулятором тиску повітря, пультом управління, екраном і принтером. В зонді розташовані мініатюрні телефони і мікрофон, також через зонд проходить тонка еластична трубочка від регулятора тиску. Один мініатюрний телефон посиляє звук (зондуючий тон) в закритий вушною вкладкою ЗСП. Частота зондуючого тону повинна бути 1000 Гц для дітей у віці до 12 місяців і 226 Гц для пацієнтів всіх інших вікових груп. Мініатюрний мікрофон приймає зондуючий тон і його відображення від барабанної перетинки. При АР другий мініатюрний телефон подає стимулюючий звук в досліджуване вухо (іпсілатеральний стимул), а аудіометричний головний телефон – в протилежне вухо (контралатеральний стимул). При Т регулятор тиску повітря змінює тиск в ЗСП, герметично закритому вушною вкладкою, відносно навколишнього атмосферного тиску – спочатку знижує тиск, потім підвищує, а потім повертає його до навколишнього атмосферного тиску. Цифровий аналізатор обчислює акустичний адмітанс і його зміни при зміні тиску повітря (Т) або звукової стимуляції (АР). Параметри дослідження задаються пультом управління. Результати показуються на екрані і роздруковуються на принтері.

АІ абсолютно безболісна для пацієнта. Вона є одним з найбільш широко застосовуваних діагностичних методів у дітей і дорослих і обов'язкова у всіх розвинених країнах.

#### 2.1.1. Тимпанометрія

Основним методом дослідження функції євстахієвої труби серед об'єктивних методів діагностики слуху є багаточастотна Т. Даний вид дослідження можливо проводити навіть новонародженим, що дозволяє діагностувати деякі захворювання з раннього віку і судити про ступінь змін в органі слуху. Т проводиться з метою виявлення деяких видів порушень слуху, що носять функціональний характер, так само дослідження дозволяє встановити тиск в середньому вусі, ступінь рухливості барабанної перетинки, стан функції євстахієвої труби, цілісність і ступінь рухливості слухових кісточок [8].

Т називається реєстрація зміни акустичного адмітанса при зміні тиску в зовнішньому слуховому проході (зазвичай від +200 мм до -400 мм водяного стовпа).

Процедура Т являє собою введення зонда в ЗСП і створення герметичного ущільнення вушною вкладкою. Зонд містить, як вже зазначалось, мініатюрний телефон, мікрофон і повітряний насос. Повітряний насос змінює діапазон тиску повітря (зазвичай від +200 даПа до -400 даПа) в ЗСП. Телефон вводить калібрований тон в ЗСП, який змінюється по частоті (226, 660, 880 і 1000 Гц) і гучності. У нормі, велика частина звуку, яку відтворює динамік, буде проходити через середнє вухо, в той час як менша частина звуку буде відображатися назад від барабанної перетинки. Мікрофон реєструє рівень звукового тиску, відбитий барабанною перетинкою і стінками слухового проходу. Отримані дані про сумарне значення фізичного об'єму ЗСП і еквівалентний об'єм середнього вуха відображаються графічно на

тимпанограмах [8]. Тобто, графічне зображення змін адміттанса в залежності від тиску в ЗСП називається тимпанограмою.

Найбільший адміттанс (піддатливість) в нормальному вусі досягається при однаковому тиску по обидва боки барабанної перетинки (нульовому перепаді тиску). Це демонструє «пик» тимпанограми, що знаходиться на нульовому тиску (що дорівнює атмосферному). При підвищенні і зниженні тиску в ЗСП адміттанс знижується приблизно рівномірно. Нормальна тимпанограма має форму літери «Λ» характерної амплітуди (висоти) і ширини. Форма і амплітуда тимпанограми (що характеризує тип тимпанограми) буде змінюватися, коли жорсткість системи змінюється (наприклад, за рахунок розриву кола слухових кісточок, середнього отиту тощо), і це основний момент діагностики. Однак, нормальні вуха демонструють велику варіабельність форм тимпанометричних кривих, тому цю ознаку ніколи не можна використовувати як єдину основу діагностики. Більш того, дві різні аномалії можуть викликати протилежні ефекти, що в результаті дає нормальну форму кривої.

Класифікацію тимпанограм розробив один із засновників науки аудіології, видатний американський вчений і клініцист Джеймс Джергер (J. Jerger, 1970). Тимпанограми можуть бути класифіковані відповідно до піддатливості, тиску при максимальній піддатливості, рівнем зміни піддатливості і формою. Розглянемо класичні категорії тимпанограм, які є загальноприйнятими:

- а) тип А – свідчить про нормальний тиск в середньому вусі, нормальну рухливість барабанної перетинки і провідність слухових кісточок [12]:
  - 1) підтип А – крива відображає адекватну зміну компліанса зі зміною тиску, а в точці максимального компліанса тиск в порожнині середнього вуха дорівнює зовнішньому;

- 2) підтип As – крива відображає наявність нормального тиску в порожнині середнього вуха, але величина компліанса зменшена за рахунок обмеження рухливості барабанної перетинки;
- 3) підтип Ad – на тимпанограмі відображені значні зміни компліанса при нормальному тиску в барабанній порожнині, зустрічається при розриві кола слухових кісточок або вкрай розслабленої барабанної перетинки.

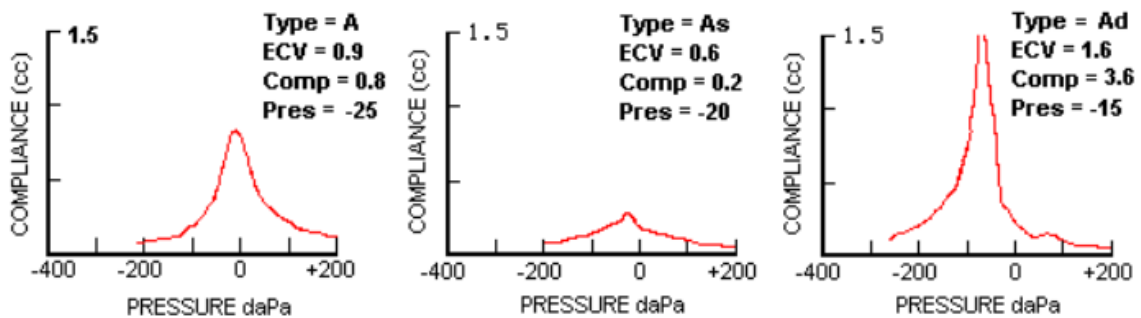


Рис. 2.2. Тимпанограми типу А [12]

- б) тип В не має піків тиску повітря. Існує кілька станів середнього вуха, які можуть привести до тимпанограм типу В [12]:

  - 1) випіт середнього вуха або досить товста барабанна перетинка;
  - 2) перфорація барабанної перетинки або синдром зяяння євстахієвої труби;
  - 3) слуховий прохід закупорений сірчаною пробкою або стороннім тілом.

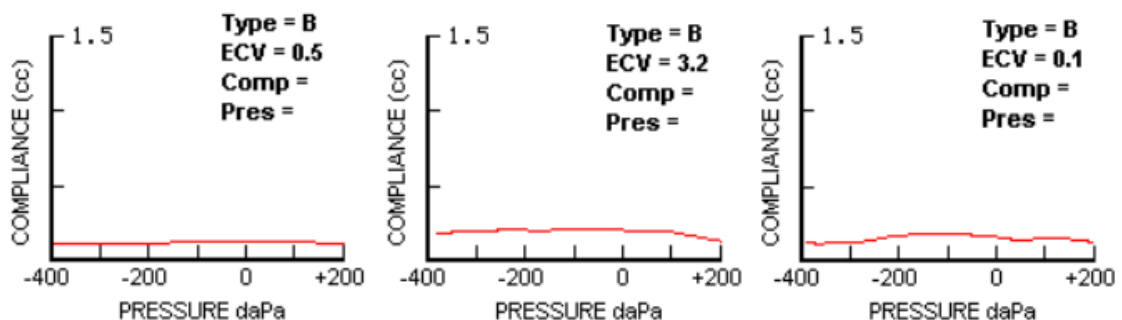


Рис. 2.3. Тимпанограми типу В [12]

- в) тип С – свідчить про негативний тиск в середньому вусі з дисфункцією євстахієвої труби [12]:

  - 1) підтип С – в середньому вусі відсутня рідина;
  - 2) підтип Cs – в середньому вусі є рідина і деяка кількість повітря;

3) підтип Cd – рубець на барабанній перетинці.

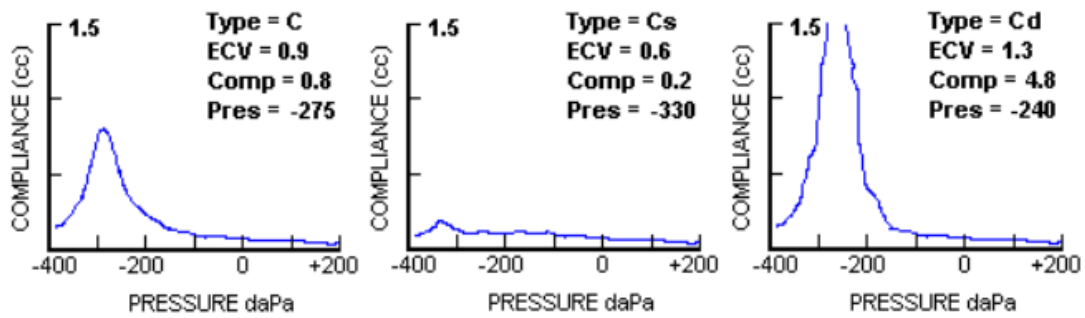


Рис. 2.4. Тимпанограми типу С [12]

Компліанс являє собою амплітуду піку тимпанометричної кривої і виявляється, коли тиск в барабанній порожнині і ЗСП вирівнюється. Компліанс характеризує ступінь піддатливості системи середнього вуха.

Порушення функції євстахієвої труби – повне або часткове її закриття – виникає при аденоїдах, ущелині піднебіння, пухлини носоглотки, набряку слизової носоглотки в результаті інфекції. У дітей грудного та молодшого віку можуть бути функціональні порушення – спадання стінок євстахієвої труби внаслідок зниження еластичності, неповного розкриття глоткового отвору євстахієвої труби внаслідок дисфункції м'язи, що натягує м'яке піднебіння.

Для оцінки вентиляційної функції євстахієвої труби застосовують тест оцінки вентиляційної функції євстахієвої труби. Мета даного тесту – спроба примусового відкриття євстахієвої труби під впливом градієнту тиску при одночасному ковтанні. Реєструють серію з трьох тимпанограм з додержанням трьох умов, тобто при різному тиску в носоглотці [13]:

- а) перша контрольна тимпанограма – реєструється в нормальному діапазоні тиску (від +200 даПа до -400 даПа) в носоглотці. Проводиться так само, як звичайна діагностична Т;
- б) друга тимпанограма – в ЗСП створюють додатній тиск (+400 даПа), що призводить до стиснення укладеного в середньому вусі повітря. Для цього обстежуваного просять видихнути при закритому носі і роті. При

нормальній вентиляційній функції євстахієвої труби пік тимпанограми реєструється при тиску більшому, ніж на контрольній тимпанограмі. Саме тому при реєстрації другої тимпанограми пік рухливості перетинки зміщується у від'ємному напрямленні у порвнянні з першою тимпанограмою;

- в) третя тимпанограма – в ЗСП створюють від'ємний тиск (-400 даПа), в результаті чого тиск в середньому вусі становиться від'ємним відносно до атмосферного. Для цього обстежуваного просять ковтнути при закритому носі і роті. При реєстрації третьої тимпанограми пік рухливості перетинки зміститься в додатньому напрямленні у порвнянні з першою тимпанограмою.

Прохідність євстахієвої труби оцінюють за зміною інтратимпанального тиску: величина нормативного зсуву піків окремих тимпанометричних кривих невелика (близько 15-20 даПа), а при порушеннях функції євстахієвої труби зсув відсутній.

### 2.1.2. Акустична рефлексометрія

Акустичний рефлекс внутрішньовушних м'язів – це рефлекторне скорочення під впливом звуку стремінцевої м'язи середнього вуха, а при дуже сильному звуці – м'язи, що натягує барабанну перетинку. Акустичний рефлекс являю собою двосторонній рефлекс, тобто виникає в обох вухах, навіть якщо звук надходить тільки в одне вухо. Цей рефлекс – безумовний, тобто виникає мимовільно, не залежно від волі слухача. При гучному звуці (близько 70 дБ) спрацьовує акустичний рефлекс стремінцевої м'язи. Вона скорочується і змінює рух стремінця таким чином, що рух стремінця стає навколо довгої дуги овалу, чим і знижує амплітуду коливань і оберігає внутрішнє вухо від надмірного навантаження.

Дуже важливим фактором, що визначає діагностичну цінність акустичного рефлексу в діагностиці порушення функції лицьового нерву, є те,



що стремінцевий м'яз іннервується і управляється різними нервами – гілкою лицьового нерву на стороні стимуляції (іпсілатеральної) і спадною гілкою слухового нерву на протилежному боці (контралатеральної).

Акустичний рефлекс змінює адмітанс середнього вуха. Ця зміна реєструється за допомогою імпедансометра. Дуже важливо мати на увазі, що напрям зміни адмітанса в разі акустичного рефлексу стремінцевої м'язи і м'язи, що натягує барабанну перетинку, протилежні. Цей факт часто не береться до уваги, що призводить до діагностичних помилок.

Фізіологічне призначення акустичного рефлексу, головним чином, полягає в оберіганні органу слуху від інтенсивних звукових перевантажень, які можуть привести до акустичної травми [3].

АР – реєстрація акустичного рефлексу. Мінімальний рівень звуку, необхідний для викликання скорочення стремінцевої м'язи називається порогом акустичного рефлексу. У нормі поріг акустичного рефлексу знаходиться на рівні 65-90 дБ. Акустичний рефлекс в нормі виявляється по обидва боки (бінаурально), навіть при ізольованій стимуляції одного вуха.

АР важлива для діагностики кондуктивної і сенсоневральної приглухуватості, ураження слухового нерву, стовбура головного мозку, а також лицьового нерва.

Кондуктивна приглухуватість – це порушення слуху, при якому ускладнене проведення звукових хвиль по шляху: зовнішнє вухо – барабанна перетинка – слухові кісточки середнього вуха – внутрішнє вухо.

Сенсоневральна приглухуватість - це втрата слуху, викликана поразкою звукосприймального апарату: структур внутрішнього вуха, присінково-завиткового нерва (VIII), або центральних відділів слухового аналізатора (в стовбурі і слуховій корі головного мозку).

За допомогою зонду, введеного в ЗСП, створюється порожнина обмеженого об'єму, в яку подається звуковий сигнал. При цьому порогові акустичного рефлексу залежать від способу пред'явлення звукового сигналу, а також від його спектрального складу і тривалості. Відбита звукова енергія реєструється мініатюрним мікрофоном, введеним в ЗСП. Величина відбитої звукової енергії порівнюється з вихідною величиною [3].

Характер порушень акустичного рефлексу залежить від форми патології слуху. У нормі поріг акустичного рефлексу становить 80-90 дБ над індивідуальним порогом слухової чутливості. При сенсоневральній приглухуватості порогові рефлексу значно знижуються, досягаючи 35-60 дБ, а в ряді випадків навіть 10-15 дБ. Патологія стовбура лицьового нерву призводить до випадання акустичного рефлексу на ураженій стороні. Кондуктивна приглухуватість також супроводжується відсутністю акустичного рефлексу на стороні поразки. Виняток становить розрив кола слухових кісточок. При невриномі VIII нерва випадають як іпсілатеральний, так і контралатеральний рефлекс при стимуляції ураженої сторони. Відсутність контралатерального і наявність іпсілатерального рефлексу вказують на стволотомозкове порушення слуху. Для диференціальної діагностики ретролабіринтного ураження велике значення має тест розпаду акустичного рефлексу. Скорочення часу напіврозпаду рефлексу до 6-10 с вважається свідченням непухлинних уражень стовбура VIII нерва, тоді як піврозпад протягом 1,5 с характерний для невриноми слухового нерва [3].

АР використовується, перш за все, при дослідженні порогів чутності у дітей і у випадках, коли визначення аудіометричних порогів неможливо [3].

Пороги акустичного рефлексу визначаються двома способами подачі звукового стимулу [13]:

- а) іпсілатерально – звуковий стимул подають в те вухо, в якому реєструють акустичний рефлекс. А сам акустичний рефлекс називають

«іпсілатеральний акустичний рефлекс», хоча, як було згадано вище, акустичний рефлекс – двосторонній рефлекс;

- б) контралатерально – звуковий стимул подають в вухо, протилежне тому, в якому реєструють акустичний рефлекс. Такий акустичний рефлекс називають «контралатеральний акустичний рефлекс».

Звуковими стимулами при АР служать тони частотою 500, 1000, 2000, 4000 Гц і широкосмуговий шум. Імпедансометр автоматично підвищує силу (рівень) стимулу і знаходить поріг акустичного рефлексу і визначає зростання амплітуди акустичного рефлексу в міру підсилення стимулу. Поріг акустичного рефлексу і його амплітуда корелюють з конфігурацією тимпанограми [13].

## 2.2. Отоакустична емісія

Методика отоакустической емісії (ОАЕ) також є одним з об'єктивних методів дослідження особливостей функціонування слухового рецептора [3].

ОАЕ використовуються для оцінки кохлеарної цілісності і фізіологічних вимірювань реакції зовнішніх волоскових клітин від акустичних стимулів. ОАЕ служить в якості швидкого об'єктивного скринінгу для нормальної периневральної кохлеарної функції.

ОАЕ являє собою надзвичайно слабкі звукові коливання, регенеровані завиткою, які можуть бути зареєстровані в ЗСП за допомогою високочутливого мікрофона. Коливання ці виникають в результаті активних механічних процесів, що протікають в органі Корті, а саме – в зовнішніх волоскових клітинах. Активні рухи останніх, що підсилюються за рахунок позитивного зворотного зв'язку, передаються базилярній мембрані, виявляючи обернено спрямовані бігучі хвилі, що досягають підніжної пластинки стремінця і призводять до відповідного коливального процесу коло слухових кісточок, барабану перетинку і стовп повітря в ЗСП [3].

Вчені виявили кілька видів ОАЕ, але клінічне застосування поки знайшли тільки два її виду:

- 1) ОАЕ на частоті продуктів спотворення (ОАЕПС);
- 2) затримана викликана ОАЕ (ЗВОАЕ).

Коливання базилярної мембрани на додаткових частотах, які були відсутні в звуковому стимулі, називаються продуктами спотворення. А викликана ними ОАЕ називається ОАЕПС.

У осіб з нормальним слухом порого виникнення ЗВОАЕ і ОАЕПС дуже близькі до суб'єктивних порогів чутності. Відмінною особливістю даного класу ОАЕ є те, що при наявності сенсоневрального або кондуктивного порушення слуху, що супроводжується підвищенням порогів чутності до 30 дБ і більше, емісія перестає реєструватися [3].

Обидва методи – ОАЕПС і ЗВОАЕ – доповнюють один одного, але мають деякі відмінності і різне клінічне застосування. ЗВОАЕ як правило застосовується для скринінгу новонароджених, діагностики слуху в обмеженому діапазоні частот до 5000 Гц і для виявлення «мертвих зон» завитки. ОАЕПС застосовується для діагностики в розширеному діапазоні частот до 8000 Гц, а також для моніторингу і раннього виявлення порушення функції зовнішніх волоскових клітин з метою профілактики незворотнього зниження слуху.

Прилад для реєстрації ОАЕ (аналізатор ОАЕ) працює наступним чином. Акустичний процесор генерує первинні тони при реєстрації ОАЕПС або серії широкосмугових клацань при реєстрації ЗВОАЕ. Ці тони або клацання надходять на мініатюрні телефони, розташовані в електроакустичному зонді приладу. Мікротелефони створюють відповідні звукові стимули. На зонд одягнений вушний вкладиш, що вставляється в ЗСП і герметично закриває його. З зонда звукові стимули надходять в ЗСП. В зонді також розташований високочутливий мініатюрний мікрофон. Він приймає звук в ЗСП, перетворює

його в електричний сигнал і передає цей сигнал в аналого-цифровий перетворювач. Аналого-цифровий перетворювач перетворює аналоговий електричний сигнал в цифрову форму і передає цифровий сигнал в цифровий процесор. Цифровий процесор аналізує сигнали, виділяє ОАЕ з шуму і стимулів, і показує результати на екрані приладу. Результати вносяться в пам'ять приладу і роздруковуються на принтері.

### 2.2.1. Отоакустична емісія на частоті продуктів спотворення

Найбільше значення для отримання інформації про слухову чутливість має реєстрація ОАЕПС, яка виявляється при спектральному аналізі активності, зареєстрованої у відповідь на одночасну стимуляцію двома первинними тональними сигналами [3], з частотами  $f_1$  і  $f_2$ .

Найбільша ОАЕПС досягається при співвідношенні частот первинних тонів  $f_2 = 1,22f_1$ . Найбільша ОАЕПС виникає при рівнях первинних тонів, що відрізняються на 10 дБ. Наукові дослідження виявили ОАЕПС на множинних частотах, але найсильніші на частоті, рівній  $2f_1 - f_2$ . На інших частотах ОАЕПС набагато слабше і її набагато важче зареєструвати. Дуже характерно, що місцем походження ОАЕПС  $2f_1 - f_2$  є не та ділянка базилярної мембрани, яка налаштована на сприйняття її частоти, а та ділянка, яка налаштована на частоту  $f_2$ . Тому цю частоту  $f_2$  вважають «тестовою» при реєстрації ОАЕПС і саме її показують в результатах тесту, хоча в дійсності стимулом є пара первинних тонів. Результати реєстрації ОАЕПС записуються у вигляді графіка, що показує рівні ОАЕПС в залежності від «тестової» частоти  $f_2$ . Крім того, на графіку показується рівень шуму на частотах  $f_2$ . Це необхідно, щоб упевнитися, що ОАЕПС дійсно присутня – її рівень повинен перевищувати рівень шуму на 3-6 дБ, а сам рівень шуму не повинен перевищувати стандартизованих значень для кожної з частот  $f_2$ .

У клінічній практиці найчастіше реєструють ОАЕПС в діапазоні частот  $f_2$  від 500 до 4000 Гц, зокрема, з метою скринінгу (виявлення порушення слуху). Разом з тим, на відміну від ЗВОАЕ, спектр якої обмежений частотами 4,5-5 кГц, реєстрація ОАЕПС можлива в розширеному діапазоні частот – до 8000 Гц. Це має особливу важливість. По-перше, дозволяє об'єктивно виявити високочастотне порушення слуху. По-друге, дослідженнями було показано, що пригнічення функції зовнішніх волоскових клітин і пов'язане з ним зниження амплітуди ОАЕПС може статися (як правило починаючи з високих частот) ще до того, як знизиться слух, тобто є передвісником зниження слуху. Саме ця властивість ОАЕПС дозволяє запобігти незворотнє зниження слуху у людей, що піддаються впливу шкідливих для слуху факторів – виробничого і сільськогосподарського шуму, шуму гелікоптерів та іншої військової техніки, шуму на рок-концертах, антибіотиків, протиракового лікування (хіміотерапія і променева терапія), інфекційних захворювань тощо. Тому реєстрація ОАЕПС є найважливішим методом спостереження (моніторингу) за станом зовнішніх волоскових клітин у робочих шумових професій, військовослужбовців, хворих, які лікуються ототоксичними методами, немовлят, що знаходяться в палатах інтенсивної терапії новонароджених та інших випадках, коли можливе пошкодження волоскових клітин завитки внутрішнього вуха. Раннє виявлення змін ОАЕПС може дозволити профілактичні заходи.

При реєстрації даного класу ОАЕ графік відображає залежність інтенсивності ОАЕ від частоти стимуляції. Одночасно на графік наносяться значення шуму на кожній частоті. Отримана картина дає реальну інформацію про функціональний стан зовнішніх волоскових клітин від основи до куполу завитки [3].

#### 2.2.2. Затримана викликана отоакустична емісія

ЗВОАЕ реєструють у відповідь на серію з 2-3 тисяч широкосмугових звукових клацань тривалістю 80-100 мкс з рівнем звукового тиску як правило

80 дБ і частотою слідування 20-50 в секунду. Щоб послабити сильні звуки стимулюючих клацань, що потрапляють в аналізатор, їх серію складають з послідовності з чотирьох клацань протилежної полярності (згущення і розрідження) і різної амплітуди (розмаху коливань). При цьому цифровий аналізатор звуку накопичує і усереднює відповіді на ці 2-3 тисячі клацань. Результати показуються у вигляді форми звукової хвилі протягом 20-30 мс після початку стимулу, а також у вигляді спектра. Спектральне подання ЗВОАЕ має велику діагностичну цінність – воно з великою точністю показує частоти, на яких не працюють зовнішні волоскові клітини. Ця частотна точність як правило вище, ніж при реєстрації ОАЕПС, що реєструється на окремих «тестових» частотах.

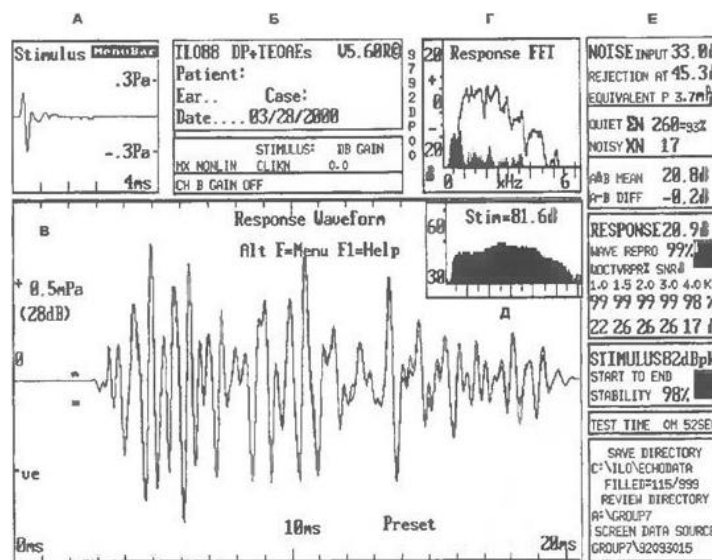


Рис. 2.5. ЗВОАЕ, зареєстрована при стимуляції клацань:

А – стимул; Б – інформація про пацієнта і програмне забезпечення; В – форма відповіді; Г – спектр відповіді; Д – спектр стимулу; Е (зверху вниз) – шум і режекція в дБ, кількість усереднень, середнє значення суми і різниці двох кривих, характеристики відповіді, інтенсивність стимулу, тривалість тестування

ЗВОАЕ може бути успішно зареєстрована у дітей на третій-четвертий день після народження. Висока чутливість отоакустичної реакції навіть при найменших порушеннях функціонального стану органу слуху дозволяє

вважати досить значними можливості використання її реєстрації в якості методу проведення масових обстежень слуху у дітей перших років життя.

Недоліком ЗВОАЕ є обмеженість верхньої межі діапазону частотами 4,5-5 кГц. Це пов'язано з тим, що ОАЕ генерується зовнішніми волосовими клітинами, розташованими в базальній частини завитки – близько від овального вікна завитки, в якому розташоване стремінце. Тому високочастотні складові ЗВОАЕ з'являються дуже швидко після початку стимулу клацання і повністю їм маскуються, що не дозволяє виявити їх аналізатором.

### 2.3. Коротколатентні слухові викликані потенціали

Дане обстеження проводиться для оцінки рівня порогів звукосприйняття та підтвердження результатів скринінгового обстеження. Реєстрація коротколатентних слухових викликаних потенціалів (КСВП) проводять у стані спокійного неспання дитини, яку обстежують (за умови достатнього фізичного спокою), природного або медикаментозного сну; ASSR-тест рекомендовано проводити в стані природного фізіологічного сну.

У якості стимулів використовують коротке широкосмугове акустичне клацання альтернуючої полярності, отримані від прямокутних електричних імпульсів довжиною 100 мкс. Для виключення можливого впливу стимулу з електричними ефектами частоти мережі (50 Гц) використовують дробове число пред'явлення в секунду, наприклад 21,1 Гц. Для виявлення хвиль КСВП використовують високі значення коефіцієнта підсилення. Для фрагментів, які оцінили як артефакти, не повинно перевищувати 20%. Довжина відрізків, які усереднюють, електроенцефалограми (вікно аналізу) складає зазвичай 15-20 мс від початку стимулу. Дослідження зазвичай починають з інтенсивності стимуляції в 60 дБ над порогом нормального слуху. За відсутності відповіді – поступово знижують кроком 5-10 дБ до порогового рівня стимуляції. Нижня полоса пропускання підсилювача встановлюється на рівні 100-300 Гц, а верхня – на рівні 3000 Гц. У випадках, особливо при дослідженні дітей раннього віку,



проводиться розширення смуги пропускання підсилювача від 30 до 3000 Гц. Проте слід мати на увазі, що зниження нижньої границі фільтру значно прискорює формування піків, але збільшує залежність сигналу від міогенних артефактів, тому може застосовуватися тільки у стані глибокого сну.

На рис. 2.6 представлені типові криві реєстрації хвиль КСВП в залежності від інтенсивності стимулюючого сигналу у дитини з нормальним слухом.

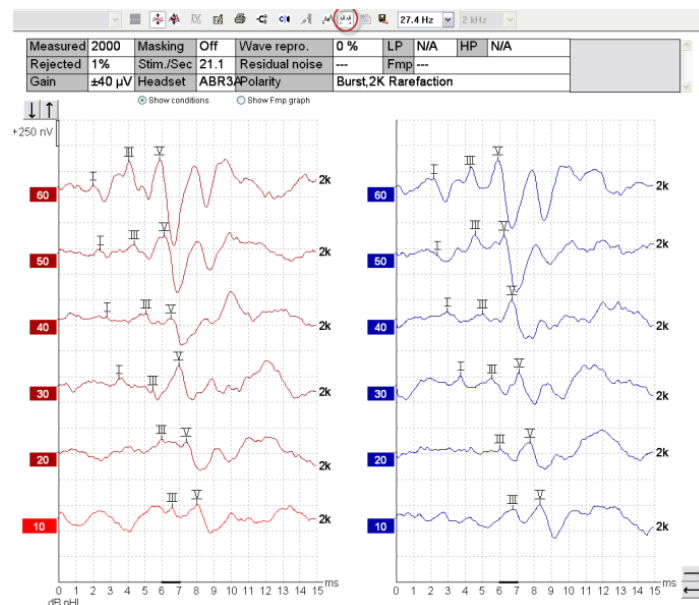


Рис. 2.6. Результат реєстрації КСВП обстежуваного, який нормально чує при стимуляції тональними клацаннями частотою 2000 Гц правого вуха (червоний колір) і лівого вуха (синій колір) рівнем звукового тиску від 10 до 60 дБ нПС з кроком 10 дБ. Поріг КСВП зареєстрований при стимуляції рівнем звукового тиску 10 дБ нПС, про що свідчить наявність піку V. У міру збільшення рівня стимуляції морфологія КСВП стає більш чіткою, амплітуда піків збільшується. Результати отримані за допомогою приладу Interacoustics Eclipse EP 25

При реєстрації ASSR інтенсивність стимулу може бути встановлена в межах від 10 до 100-130 дБ нПС. Тестовими частотами є фіксовані тональні стимули в частотному діапазоні від 250 до 8000 Гц. Співвідношення характеристик параметрів модуляції амплітуди та частоти є визначним в

роботі розрахункового алгоритму, тому внесення будь-яких змін в ці налаштування може відобразитися на точності кінцевого результату.

Стимули, які використовують для реєстрації ASSR, модулюються, як по амплітуді (АМ), так і по частоті (ЧМ), і обидва види модуляції поєднуються в одному тесті.

Аналіз акустичних відповідей мозку на постійні модульовані тони відбувається автоматично на основі алгоритму запропонованого виробником. Важливо розуміти, що реєстрація даного тесту можлива лише в умовах оптимального співвідношення сигнал/шум.

Оскільки статистична обробка отриманих даних відбувається під час тестування, то, при досягненні завчасно встановленої величини ймовірності, алгоритм аналізу автоматично закінчує пробу і надає відповідь.

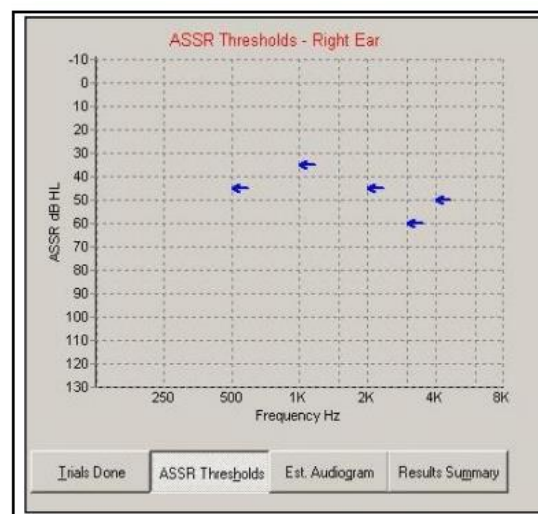


Рис. 2.7. Графіки розрахованих порогів слуху по даним реєстрації ASSR

Результати ASSR можна використовувати як основу для слухопротезування тільки при співставленні і під контролем суб'єктивних реакцій дитини, яку оцінює сурдопедагог.

Оскільки пороги ASSR найбільш точно корелюють із порогоми чутності при значних степенях приглуховатості, то показанням до проведення ASSR-

тесту можна вважати в першу чергу відсутність порогів візуальної детекції КСВП.

#### 2.4. Довголатентні слухові викликані потенціали

Довголатентні слухові викликані потенціали (ДСВП) ще називають повільними вертексними потенціалами, тому що максимальна амплітуда цих потенціалів виявляється в вертексній області.

Умови стимуляції – застосовуються клацання або тонові посилення тривалістю не більш 50 мс, що подаються монаурально або бінаурально через навушники або безпосередньо через динамік. Стимул подається не частіше ніж один раз на секунду з випадковим компонентом, для того, щоб не було звикання на періодичність (рефлекс на час).

Умови реєстрації – активний електрод розташовується в Cz (вертексі) міжнародної схеми «10-20%» і підключається до першого входу підсилювача. Референтний електрод – мочка вуха, підключається до другого входу підсилювача. Використовується відведення Cz-A2 (A1). Заземлюючий електрод встановлюється на лобний полюс – Fpz. Імпеданс повинен бути не більше 10 кОм. Частотна смуга від 0,5 до 100 Гц (30 Гц).

Компоненти ДСВП чутливі до стану уваги, рівню бадьорості. Необхідно щоб хворий не дрімав і не спав. Стан хворого перевіряється періодичним моніторингом вхідного сигналу, для того щоб максимально позбавитися від м'язових потенціалів і рухів очей. В іншому випадку форма хвиль не буде відтворена [25].

ДСВП відносяться до пізніх складових слухової відповіді. Найбільш добре реєструється, так звана, V-хвиля, що представляє собою негативно-позитивний комплекс з латентного піку N від 70 до 90 мс і піку P від 150 до 200 мс. Є ряд гіпотез щодо походження цієї коркової хвилі. Ряд авторів вважає її наслідком широкої активації лобно-центральної кори. Ця активація включає як специфічну асоціативну, так і неспецифічну складову відповіді. За

останніми даними з використанням дипольної локалізації джерел [25] показано, що ця хвиля є суперпозицією потенціалів ближнього поля від зон первинної слухової кори, що дає максимальну відповідь в вертексній області. Під впливом транквілізаторів дещо змінюється форма відповіді. В цілому при дії будь-яких седативних препаратів амплітуда відповіді знижується, в результаті чого можуть виникнути складності в ідентифікації окремих компонентів відповіді. У стані глибокого сну відзначається збільшення амплітуди відповіді і зміна його топографії. При деяких стадіях сну легше ідентифікується комплекс N1-P2.

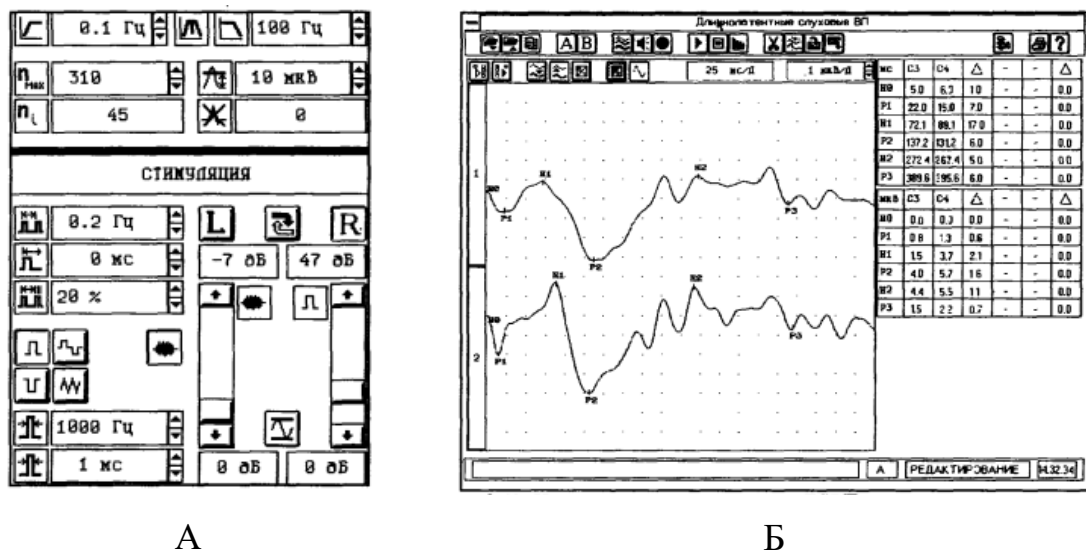


Рис. 2.8. А – параметри стимуляції та реєстрації; Б – ідентифікація компонентів ДСВП [25]

## 2.5. Висновки

Сучасні методи дослідження дозволяють діагностувати розвиток деяких захворювань або порушення органів слуху. Після проведенного дослідження об'єктивних методів діагностики можна виділити наступне:

- а) АІ дозволяє виключити патологію середнього вуха та системи звукопроведення, а при наявності акустичних рефлексів – отримати додаткову інформацію про стан слухової функції:
- 1) Т проводиться з метою виявлення деяких видів порушень слуху, що носять функціональний характер, так само дослідження дозволяє

встановити тиск в середньому вусі, ступінь рухливості барабанної перетинки, стан функції евстахієвої труби, цілісність і ступінь рухливості слухових кісточок. Даний вид дослідження можливо проводити навіть новонародженим, що дозволяє діагностувати деякі захворювання з раннього віку і судити про ступінь змін в органі слуху;

- 2) АР важлива для діагностики кондуктивної і сенсоневральної приглухуватості, ураження слухового нерва, стовбура головного мозку, а також лицьового нерва;
- б) ОАЕ використовуються для оцінки кохлеарної цілісності і фізіологічних вимірювань реакції зовнішніх волоскових клітин від акустичних стимулів. Вони служать в якості швидкого об'єктивного скринінгу для нормальної периневральної кохлеарної функції;
- в) КСВП широко використовується для діагностики слуху у людей різного віку, однак особливу ефективність вони показали в дослідженнях у новонароджених дітей віком до 3 років. Сучасні аналізатори КСВП дають максимально достовірні результати на широкосмугові клацання, показники яких становлять 70-80 дБ і більше, як при нормальному слусі пацієнта, так і зі зниженими його показниками. Але у міру зменшення сили звукового стимулу і наближення до порогового показника, що становить 10-20 дБ, реєстрація КСВП стає досить важкою, особливо, якщо обстежуваний знаходиться в стані бадьорості;
- г) значимість аналізу ДСВП обмежується великою варіабельністю відповіді і впливом багатьох чинників. Однак, за певних умов може бути отримана додаткова корисна інформація про ряд порушень СС: розлади внутрішнього вуха – при деяких формах ураження завитки спостерігається рекруїтмент, результатом якого є швидке наростання відгуку при збільшенні інтенсивності стимулу до величини порога; центральні розлади – при нормальній відповіді стовбура головного мозку відсутність ДСВП може служити індикатором наявності органічного порушення в більш центральних структурах мозку.

## РОЗДІЛ 3

### МОДЕЛІ СЕРЕДНЬОГО ВУХА ЛЮДИНИ

Метою даного розділу є пошук і визначення оптимальної моделі середнього вуха для подальшого дослідження впливу і ефективності об'єктивних методів діагностики слуху людини.

#### 3.1. Моделювання функцій середнього вуха за Фроловим К.В.

Кількісна теорія акустики середнього вуха може бути описана системою рівнянь руху різних частин середнього вуха виходячи з функціональної анатомії останнього, рішення яких мають доволі складний вигляд. Більш перспективнішим напрямком дослідження функцій середнього вуха при дії на нього акустичних полів можуть слугувати електромеханічні аналогії. При цьому електричні моделі повинні точно, або приблизно базуватися на математичній теорії. Чисельні ж значення її електричних елементів можуть бути отримані вимірами повного опору нормальних та патологічних вух та з анатомічних даних.

Розглянемо найбільш важливі частини середнього вуха та їх функціонування при дії акустичних полів. Вушний канал, як приймальний пристрій впирається в барабанну перетинку, яка з'єднана з групою кісточок. Основа стремінця лежить в овальному вікні внутрішнього вуха та його рух передається на рідину внутрішнього вуха. Стремінцем виробляється зміна об'єму, яке компенсує відповідні великі переміщення мембрани овального вікна. При низьких і середніх частотах центральна частина барабанної перетинки рухається як жорстке тіло з тією самою амплітудою та частотою, що і прикріплений до неї молоточок [10]. При високих частотах характер руху барабанної перетинки змінюється та різні її частини коливаються в різних фазах. Все це каже про те, що, хоча з'єднання між барабанною перетинкою та молоточком достатньо жорстке, та все ж таки недостатньо, тому частина акустичної енергії, яка діє на барабанну перетинку, на кісточки не діє. Втрати



Грунтуючись на функціональній анатомії, акустичні характеристики середнього вуха можуть бути представлені у вигляді схеми (рис. 3.1), яка містить п'ять функціональних блоків.

Є сенс пояснити цю схему. Блок порожнин 1 передуює блокам, пов'язаних з барабанною перетинкою [10]. Цей порядок продиктований тим, що переміщення будь-якої частини барабанної перетинки відбувається через стиснення повітря, яке знаходиться в порожнинах середнього вуха. У блоці 2 відображена частина барабанної перетинки, яка не взаємодіє із кісточками середнього вуха. Частина барабанної перетинки (яка з'єднана з кісточками середнього вуха), молоточок та коваделко можна розглядати як єдине ціле, яке коливається з однаковою амплітудою та фазою, та об'єднуються в блок 3. Наступний блок 4 відповідає за те, що не вся акустична енергія передається через коваделко-стремінцевий суглоб. І нарешті, блок 5 – це з'єднання стремінця з овальним вікном – повний опір завитки та віконної мембрани [10]. Тут достатньо одного блока, так як стремінець та віконна мембрана коливаються приблизно з однією амплітудою та фазою.

Електрична аналогова модель нормального вуха людини представлена на рис. 3.2.

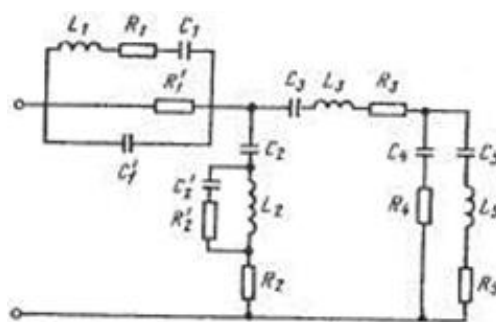


Рис. 3.2. Електрична модель середнього вуха [10]

Елементи з індексом «1» відносяться до порожнин середнього вуха, з індексом «2» – до барабанної перетинки, з індексом «3» – до блоку молоточка, з індексом «4» – до коваделко-стремінцевого суглобу, та з індексом «5» – до комплексу завитки [10].



Якщо п'ятий блок відсутній ( $C_5 = 0$ ,  $L_5 = 0$ ,  $R_5 = 0$ ), то отримуємо вухо з отосклерозом. Якщо покласти ще при цьому  $C_4 = 0$  і  $R_4 = 0$ , то будемо мати електричну модель середнього вуха, без коваделка (після видалення коваделка в результаті хірургічного втручання все середнє вухо починає працювати по іншому, так як усуваються дії коваделко-стремінцевого суглоба, стремінця, завитки, мембрани вікна).

Проведемо аналіз аналогової моделі вуха людини.

Індуктивність  $L_1$  – аналог акустичної інертності, обумовленої вузьким проходом між барабанною порожниною та іншими порожнинами. Опір  $R_1$  – модель акустичного опору, який виникає у тих самих проходах. Ємність  $C_1$  представляє акустичну проникність об'єму повітря у порожнині та повітряних порожнинах у кістці. Опір  $R'_1$  представляє собою поглинання звуку в стінках акустичної порожнини та євстахієвій трубі, але також відповідає за поглинання звуку в порожнині кістки. Ємність  $C'_1$  відповідає за акустичну проникність порожнин середнього вуха [10].

Значення  $L_1 = 14$  мГн було обрано таким, щоб нулі реактивного опору моделі приблизно співпадали із нулями кривих реактивних опорів дуже низької частоти (НЧ). Сума ємностей  $C_1$  та  $C'_1$  відповідає загальному об'єму  $V$  порожнин середнього вуха, тобто  $C_1 + C'_1 = \frac{V}{\rho c^2} = 5,45$  мФ. Приймавши наближене значення для загального об'єму  $8 \text{ см}^3$  та середнього об'єму барабанної порожнини  $0,5 \text{ см}^3$ , будемо мати  $C'_1 = 0,35$  мФ та  $C_1 = 5,1$  мФ [10].

Величини опорів  $R_1$  та  $R'_1$  були знайдені з фазових співвідношень, отриманих вимірами повного опору порожнин середнього вуха за дуже НЧ на основі вимірів повного опору барабанної перетинки нормального та патологічного вуха.

Блок молоточка складається з молоточка, зв'язок, які тримають його на місці, м'язи барабанної перетинки та частини барабанної перетинки, які коливаються з однаковою амплітудою та фазою, що й молоточок. В цілому цю структуру можна замінити електричною моделлю з послідовних ємності  $C_3$ , опору  $R_3$  та індуктивності  $L_3$ .

При НЧ частина барабанної перетинки, яка не приєднана до молоточка, може бути представлена ємністю, яка з'єднана послідовно з опором. При високих частотах (ВЧ), коли працює більша частина барабанної перетинки, до кола повинна бути приєднана також індуктивність [10].

Досліди, що були проведені на двох пацієнтах із видаленим коваделком, дозволили отримати наступні характеристики електричної моделі:  $C_2 = 0,23$  мФ,  $L_2 = 15$  мГн,  $R_2 = 40$  Ом,  $C'_2 = 0,40$  мФ,  $R'_2 = 220$  Ом,  $C_3 = 1,4$  мФ,  $L_3 = 40$  мГн,  $R_3 = 70$  Ом [10].

Елементи блока 4 можуть бути визначені з анатомічних особливостей та вимірів повного опору барабанної перетинки. Очевидно, що сили пружності та тертя в суглобі між двома кісточками можуть грати переважну роль. Найпростіша електрична модель – послідовне з'єднання ємності та опору, чисельні значення яких будуть:  $C_4 = 0,25$  мФ та  $R_4 = 3000$  Ом [10].

Елементи блоку завитки були обрані так, щоб повний вхідний опір моделі дорівнював середньому значенню повного опору барабанної перетинки. При цьому  $C_5 = 0,6$  мФ та  $R_5 = 600$  Ом [10]. Під час експериментальних досліджень було виявлено, що вхідний повний опір настільки не чутливий до  $L_5$ , що цей елемент може бути просто прибраний із схеми. Тим не менш  $L_5$  можна залишити через анатомічні особливості, а також тому, що досліді показують присутність компоненти маси у вхідному повному опорі внутрішнього вуха [10].

Порівняння характеристик активного та реактивного опорів, а також повного опору моделі з типовими даними (отриманими на багаточисленних пацієнтах) вказує на гарну відповідність один з одним. Це дає підставу стверджувати, що представлена електрична модель для середніх даних дійсно відображає нормальний стан середнього вуха людини. Електрична модель забезпечує достатньо прості функціональні співвідношення для різних типів вхідних сигналів та змін параметрів системи, що дозволяє аналізувати функції різних частин середнього вуха в кількісному відношенні [10].

### 3.2. Математична модель середнього вуха людини на основі фільтру низьких частот

Фізіологія вуха, електрофізіологія нервових клітин і суб'єктивна поведінка аудитора при психоакустичних випробуваннях дозволяють встановити зв'язок між деякими функціями слуху і цими настільки різними областями знань.

Встановлення подібних зв'язків полегшується, якщо поведінку вдається кількісно оцінити і аналітично визначити. Першим кроком в цьому напрямку була побудова математичної моделі, яка описує зсув базилярної мембрани під дією довільного звукового тиску біля барабанної перетинки.

Метою дослідження є встановлення приблизної аналітичної залежності між  $p(t)$  – тиском звуку біля барабанної перетинки,  $x(t)$  – еквівалентний лінійний зсув основи стремінця і  $y_1(t)$  – лінійний зсув базилярної мембрани в точці, розташованій на відстані  $l$  від стремінця. Завдання зручно вирішувати в два етапи. На першому етапі апроксимується передатна функція середнього вуха, тобто встановлюється зв'язок між  $x(t)$  і  $p(t)$ . На другому етапі апроксимується передатна функція системи на ділянці від стремінця до зазначеної точки  $l$  на мембрані. Функції, що апроксимують, представлені в частотних перетвореннях  $G(s)$  і  $F_l(s)$  відповідно.

Функції  $G(s)$  і  $F_l(s)$  повинні вибиратися відповідно до наявних фізіологічних даних. Якщо припускати, що механічна система вуха в діапазоні частот і амплітуд, що нас цікавлять, пасивна і лінійна, то для апроксимації фізіологічних даних можна використовувати раціональні функції частоти зі стабільними спектральними максимумами. Крім зручності розрахунків, раціональні функції мають додаткову перевагу, що полягає в тому, що при необхідності ці функції можуть бути відтворені електричними колами із зосередженими елементами.

При виборі досить складної моделі фізіологічні дані можуть бути апроксимовані, зрозуміло, з будь-яким ступенем точності. Справжня модель обрана з урахуванням компромісу між вимогами зручності розрахунків та адекватності уявлення фізіологічних даних. Одна з функцій, що досить добре узгоджується з результатами Бекеші, записується таким чином:

$$F_l(s) = c_l \beta_l^4 \left( \frac{2000\pi\beta_l}{\beta_l + 2000\pi} \right)^{0.8} \cdot \left( \frac{s + \varepsilon_l}{s + \beta_l} \right) \cdot \left[ \frac{1}{(s + \alpha_l)^2 + \beta_l^2} \right]^2 \cdot e^{\frac{-3\pi s}{4\beta_l}}, \quad (3.1)$$

де  $s = \sigma + i\omega$  – комплексна частота;  $\beta_l = 2\alpha_l$  – кутова частота, для якої в точці, віддаленій від стремінця на відстань  $l$ , виникають коливання з максимальною амплітудою;  $c_l$  – дійсна постійна величина, що задає належне значення зсуву;

$e^{\frac{-3\pi s}{4\beta_l}}$  – множник, що вводить затримку на  $\frac{3\pi}{4\beta_l}$  секунд, необхідну для

узгодження фазової затримки в моделі з вимірюною фазовою характеристикою вуха людини, цей множник враховує, головним чином, час поширення

коливання від стремінця до точки  $l$  мембрани;  $\left( \frac{2000\pi\beta_l}{\beta_l + 2000\pi} \right)^{0.8} \cdot \beta_l^4$  –

амплітудний множник, що апроксимує зміни амплітуди коливань на резонансній частоті при зміні значень резонансної частоти  $\beta_l$  відповідно до

фізіологічних вимірювань;  $\frac{\varepsilon_l}{\beta_l} = 0 \dots 0,1$  в залежності від бажаної відповідності фазової характеристики.

Щоб обчислити передатну функцію середнього вуха, необхідно знайти аналітичний вираз залежності зміщення стремінця від заданого звукового тиску біля барабанної перетинки. Наявні дані отримані, головним чином, Бекеші, і пізніше Звіслоцкім і Меллером. Отримані дані свідчать про значну мінливість і невизначеність характеристик, особливо критичної частоти (частоти зрізу) і згасання. Однак всі дослідження зводяться до того, що передатна функція середнього вуха має властивості фільтра нижніх частот (ФНЧ). Результати Бекеши отримані шляхом фізіологічних вимірювань. Дані Звіслоцкого і Меллера отримані методом електричних аналогій і ґрунтуються на вимірюваннях імпедансу біля барабанної перетинки, на знаннях конфігурації схеми середнього вуха і деяких значень параметрів схеми. У першому наближенні всі дані узгоджуються.

Якщо скористатися результатами Звіслоцкого, то для них досить добра апроксимація дається функцією третього порядку:

$$G(s) = \frac{c_0}{(s+a) \cdot [(s+a)^2 + b^2]}, \quad (3.2)$$

де  $c_0$  – дійсна додатна постійна. Постійні множники вибираються таким чином, щоб при об'єднанні даної функції з функцією  $F_l(s)$  отримати правильне значення абсолютного зсуву мембрани. Для зручності можна покласти  $c_0 = a \cdot (a^2 + b^2)$  так, щоб коефіцієнт передачі задавався функцією  $G(s)$  (на НЧ виявиться рівним одиниці).

При використанні інших даних, наприклад даних Меллера, згасання виходить дещо меншим, крім того, ці дані з достатньою точністю можна апроксимувати ще більш простою функцією другого порядку. Для такої

передатної функції імпульсна реакція вийшла б з більш вираженим коливальним характером [31].

Ґрунтуючись на рівняннях (3.1) і (3.2), можна створювати електричні схеми з передатними функціями, що відповідають функціям  $G(s)$  і  $F_l(s)$ . Найпростіше промодельовати ці функції за допомогою касадно-включених одиночних резонансних контурів. Додаткове відставання фази забезпечується за допомогою електричної лінії затримки. Подібна модель для випадку  $\varepsilon_l = 0$  показана на рис. 3.3.

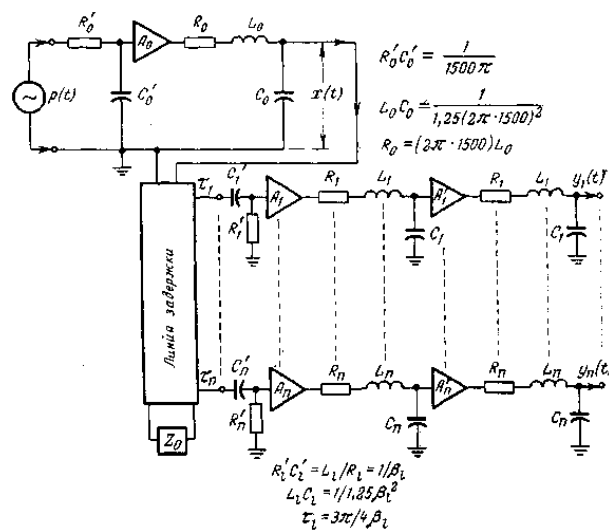


Рис. 3.3. Модель вуха, представлена у вигляді електричної схеми

Напруга на кожному окремому відведенні лінії затримки відображає зміщення мембрани на відповідному видаленні від стремінця. На рис. 3.3 показані також напруги, що представляють звуковий тиск біля барабанної перетинки і зміщення стремінця. Буферні підсилювачі, позначені літерою А, мають постійні коефіцієнти підсилення, що встановлюються відповідно до параметрів модельованої системи. Елементи схеми вибираються відповідно до обмежень, встановлених для  $G(s)$  і  $F_l(s)$ . Ці обмеження представлені у

вигляді рівнянь:  $R_0' C_0' = \frac{1}{1500\pi}$ ,  $L_0 C_0 = \frac{1}{1,25(2\pi \cdot 1500)^2}$ ,  $R_0 = (2\pi \cdot 1500) L_0$ ,

$$R_i' C_i' = \frac{L_i}{R_i} = \frac{1}{\beta_i}, \quad L_i C_i = \frac{1}{1,25 \cdot \beta_i^2}, \quad \tau_i = \frac{3\pi}{4\beta_i}.$$

Обравши імпеданс за деяку величину, за вказаними рівняннями можна розрахувати всі елементи схеми (рис. 3.3). Відносні коефіцієнти підсилення підсилювачів для кожної точки мембрани встановлюються таким чином, щоб задовільнити амплітудним відношенням з рис. 3.4 (а). Визначаючи коефіцієнти підсилення, треба враховувати також постійні множники, що використовуються для опису моделей раціональних функцій.

За допомогою електричної схеми можна легко отримати наближене значення просторової похідної від зсуву мембрани. Ця функція, як і саме зміщення, можливо грає важливу роль при перетворенні механічного збудження в нервові. Внутрішні волоскові клітини органу Корті чутливі до поздовжніх вигинів мембрани, тоді як зовнішні клітини чутливі до поперечних вигинів. Отже, внутрішні клітини можуть виявитися більш чутливі до просторової похідної від зсувів мембрани, тоді як зовнішні клітини чутливі, головним чином, до самих зсувів. Різниці між відхиленнями сусідніх точок, що рівномірно розміщені по довжині мембрани, можна прийняти в якості апроксимації просторової похідної.

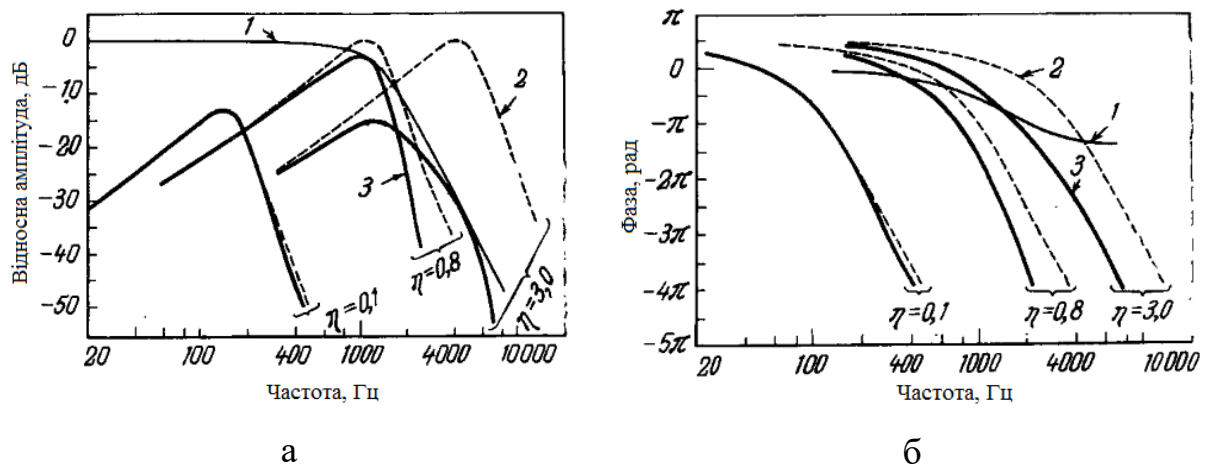


Рис. 3.4. Еквівалентні характеристики моделі:

а – частотні; б – фазові; 1 – модель середнього вуха; 2 – модель базилярної мембрани; 3 – еквівалентна характеристика

### 3.3. Моделювання еквівалентної схеми середнього вуха людини за Найдою С.А. Формула середнього вуха людини в нормі

Для аналізу коливань барабанної перетинки вуха скористаємось апробованим в електроакустиці методом електромеханічних аналогій. В основі цього методу лежить подібність рівнянь, які описують електричні та механічні явища. При цьому електричним величинам – напрузі, ємності, індуктивності, активному опору, відповідають механічні: сила, гнучкість, маса, активний механічний опір [11].

З фізичної точки зору барабанна перетинка являє собою тонку, рівномірно розтягнуту плівку, що має розподілені інерцію й пружність, – мембрану. Інерція мембрани характеризується масою одиниці площі  $\rho$  (в  $\frac{\text{кг}}{\text{м}^2}$ ), а пружність – силою натягу  $\tau$ . Остання визначається як сила, що діє в площині мембрани на одиницю довжини опору мембрани. Мембрана при розрахунку змінюється простою коливальною системою у вигляді підвішеного на пружині поршня. Еквівалентна маса поршня  $m_{\text{екв}}$  й маса мембрани  $m_M$  зв'язані співвідношенням [11]:

$$m_{\text{екв}} = \frac{4}{3} m_M = \frac{4}{3} \pi a^2 \rho, \text{ кг} \quad (3.3)$$

де  $a$  – радіус мембрани.

Еквівалентна гнучкість пружини становить [11]:

$$C_{\text{екв}} = \frac{1}{8\pi\tau}, \frac{\text{м}}{\text{Н}} \quad (3.4)$$

Оцінка еквівалентної маси барабанної перетинки при товщині  $\delta = 0,074 \text{ мм}$ , площі  $S_{\text{б.пер}} = 64 \text{ мм}^2$  і густині  $\rho_{\text{пер}} = 10^3 \frac{\text{кг}}{\text{м}^3}$  дає значення  $m_{\text{екв}} = 6,3 \text{ мг}$  [11].



До барабанної перетинки прикріплені слухові кісточки: молоточок з  $m_{\text{мол}} = 25$  мг, коваделко з  $m_{\text{к}} = 30$  мг, стремінце з  $m_{\text{с}} \approx 3 \div 4$  мг. Таким чином, сумарна маса кісточок і мембрани складає  $m_{\Sigma} = 65$  мг [11].

Розглянемо електромеханічну схему середнього вуха. Середнє вухо є складною механоакустичною системою. Механічна її частина утворена барабанною перетинкою і з'єднаною з нею системою кісточок. Натяг барабанної перетинки може регулюватись відповідними м'язами. Акустична частина утворена барабанною порожниною з об'ємом  $V_{\text{а.б.пор}} \approx 1 \text{ см}^3$  і з'єднаною з нею євстахієвою трубою. Діаметр отвору з барабанної порожнини в трубу дорівнює від 3 до 6 мм (відповідно її площа буде  $S_0 = 7 \div 28 \text{ мм}^2$ ). Довжина труби становить  $l_{\text{тр}} = 37$  мм. Оскільки євстахієва труба з'єднана з носоглотковим отвором малого діаметру, її об'єм визначатимемо як об'єм конуса. При  $S_0 = 28 \text{ мм}^2$  для дорослої людини  $V_{\text{тр}} = \frac{1}{3} S_0 l_{\text{тр}} = 345 \text{ мм}^3$ . Оскільки довжина труби перевищує її діаметр навіть при виході з барабанної порожнини, приєднаною масою можна знехтувати. Маса повітря в трубі, що рухається як одне ціле, дорівнює  $m_{\text{тр}} = \rho_0 V_{\text{тр}} = 4,15 \cdot 10^{-7} \text{ кг}$ , де  $\rho_0 = 1,2 \frac{\text{кг}}{\text{м}^3}$ . Подібно до того, як це робиться для електроакустичних апаратів, які здійснюють зміну перерізу потоку повітря, що коливається, замінемо середнє вухо на його механічну модель – акустичний трансформатор (рис. 3.5) [11]:  $S_{\text{б.п}}$ ,  $S_{\text{б.пор}}$  і  $S_0$  – площі барабанної перетинки, барабанної порожнини і отвору із барабанної порожнини в євстахієву трубу відповідно;  $r_1$  – опір втрат внаслідок передачі звукової енергії через ланцюг звукових кісточок у внутрішнє вухо;  $r_2$  – опір втрат повітря, що коливається, на тертя об стінки євстахієвої труби;  $m_{\text{тр}}$  – маса повітря, що рухається як єдине ціле, в євстахієвій трубі;  $m_{\Sigma}$  – сумарна маса кісточок і барабанної перетинки;  $C_{\text{а.б.пор}}$ ,  $C_{\text{а.б.п}}$  – акустичні гнучкості барабанної порожнини і перетинки відповідно.

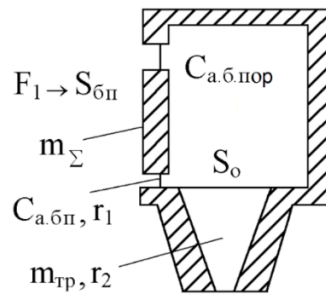


Рис. 3.5. Механічна модель середнього вуха людини [11]

На рис. 3.6 приведена повна (а) і зведена (б) схеми електричного аналога середнього вуха.

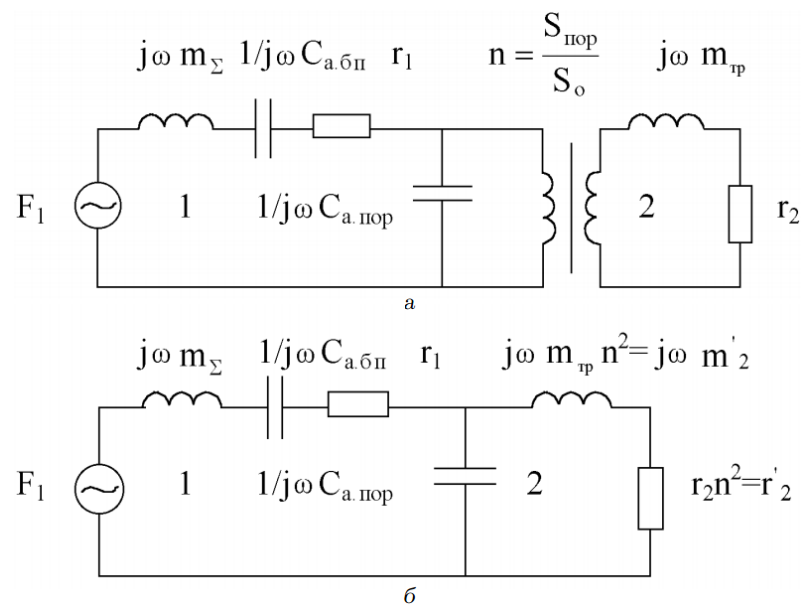


Рис. 3.6. Повна (а) і зведена (б) схеми електричного аналога середнього вуха людини [11]

Відзначимо, що користуватись методом електромеханічних аналогій і представляти схеми в такому вигляді можна лише тоді, коли розміри елементів акустичної системи є малими, у порівнянні з довжиною звукової хвилі [11]. Наприклад, на частоті 1000 Гц (найвищій частоті, що використовується в імпедансометрії) довжина звукової хвилі складає 0,34 м, а відношення

$$n = \frac{S_{б.п.}}{S_0} \approx 2,3 > 2 \text{ — коефіцієнт трансформації.}$$

Як видно з рис. 3.6, зведена еквівалентна схема являє собою два зв'язаних контури. Спільним елементом для них (елементом зв'язку) є барабанна порожнина. При цьому маса кісточок, гнучкість барабанної перетинки та барабанної порожнини, й активна складова акустичного опору створюють послідовний резонансний контур, а гнучкість барабанної порожнини й еквівалентна маса повітря в слуховій трубі – паралельний контур. Особливістю зв'язаної системи є те, що поглинання енергії звуку відбувається у тому ж контурі, в який вона вводиться (у контурі барабанної перетинки). Функція другого контуру в цьому випадку зводиться до розширення смуги пропускання вуха [11].

Порівнявши реактивні компоненти контура 2 для верхньої частоти  $f_1 = 1000$  Гц багаточастної тимпанометрії [11]:  $\omega_1 \cdot m_{mp} \cdot n^2 = 1,38 \cdot 10^{-2} \frac{\text{кг}}{\text{с}}$  ( $\omega = 2\pi f$ ) та  $\frac{1}{\omega_1 \cdot C_{a.б.пор}} = 9,09 \cdot 10^{-2} \frac{\text{кг}}{\text{с}}$ , де  $C_{a.б.пор} = \frac{V_{a.б.пор}}{\rho_0 c_0^2 S_{б.пор}^2} = 1,75 \cdot 10^{-3} \frac{\text{м}}{\text{Н}}$  ( $c_0 = 340 \frac{\text{м}}{\text{с}}$  – швидкість звуку в повітрі), бачимо, що  $\omega_1 \cdot m_{mp} \cdot n^2 \ll \frac{1}{\omega_1 \cdot C_{a.б.пор}}$  майже в 7 разів.

Це означає, що  $C_{a.б.пор}$  закорочена  $m'_2$  і  $r'_2$ , й не впливає на резонансну частоту вуха [11].

При цьому парціальна частота контуру 1 становить:

$$f_1 = \frac{1}{2\pi\sqrt{m_\Sigma}C_\Sigma} = 0,8 \text{ кГц}, \quad (3.5)$$

$$C_\Sigma = \frac{C_{екв}C_{a.б.пор}}{C_{екв} + C_{a.б.пор}}, \quad (3.6)$$

а парціальна частота контуру 2:

$$f_2 = \frac{1}{2\pi\sqrt{m_2' C_{a.б.пор}}} = 2,6 \text{ кГц}, \quad (3.7)$$

тобто  $\frac{f_2}{f_1} > 3$ . Проте помилкою було б розглядати тільки контур барабанної перетинки, нехтуючи системою зв'язаних контурів, як це робилося до цих пір. Цікаво відзначити, що в електроакустиці аналогічна еквівалентна схема описує гучномовець з фазоінвертором, але в ній парціальні частоти обох контурів вибираються близькими [11].

В теорії електричних зв'язаних кіл безрозмірним параметром, який характеризує систему, є фактор зв'язку [11]:

$$A = k_{зв} Q, \quad (3.8)$$

де  $k_{зв}$  – коефіцієнт зв'язку;  $Q$  – добротність системи.

Значення  $A=1$  є оптимальним для одержання максимальної ширини смуги [11]. З теорії електричних кіл, зв'язаних через ємність, у випадку  $C_2 \rightarrow \infty$  після заміни ємностей (гнучкостей) на еквівалентні об'єми одержимо [11]:

$$k_{зв} = \frac{1}{\sqrt{\left(1 + \frac{V_{пор}}{V_{б.н}}\right)}}, \quad (3.9)$$

де  $V_{пор}$  – фізичний об'єм барабанної порожнини;  $V_{б.н}$  – еквівалентний об'єм барабанної перетинки.

Зауважимо, що ці величини зв'язані з відповідними акустичними гнучкостями співвідношеннями [11]:

$$V_{пор} = \rho_0 c_0^2 C_{a.б.пор}, \quad (3.10)$$

$$V_{\delta.n} = \rho_0 c_0^2 C_{a.\delta.n}. \quad (3.11)$$

Добротність механічної частини коливальної системи (контур 1) становить [11]:

$$Q_{\delta.n} = \frac{\omega_p m_{a.\kappa}}{r_1} = \frac{1}{\omega_p C_{a.\delta.n} r_1}, \quad (3.12)$$

де  $\omega_p$  – її резонансна частота;  $m_{a.\kappa}$  – акустична маса слухових кісточок.

Через велику різницю парціальних частот маємо [11]:

$$\omega_p = \frac{1}{\sqrt{m_{a.\kappa} C_{a.\delta.n}}}. \quad (3.13)$$

Крім того, добротність акустичної частини системи (контур 2)  $Q_{nop} \gg Q_{\delta.n}$ , звідки [11]:

$$Q \approx Q_{\delta.n}. \quad (3.14)$$

Модуль акустичного імпедансу механічної частини зв'язаний з еквівалентним об'ємом співвідношенням [11]:

$$Z_a = \sqrt{r_1^2 + \left( \omega m_{a.\kappa} - \frac{1}{\omega C_{a.\delta.n}} \right)^2} = \frac{\rho_0 c_0^2}{\omega V_{екв}} \quad (3.15)$$

$$\text{де } r_1 = Z_a(\omega) = \frac{\rho_0 c_0^2}{\omega_p V_{екв}(\omega_p)}.$$

Після підстановки виразів (3.9) – (3.14) у співвідношення (3.8) одержуємо [11]:

$$A = \frac{1}{\sqrt{\left( 1 + \frac{V_{nop}}{V_{\delta.n}} \right)}} \frac{V_{екв}(\omega_p)}{V_{\delta.n}}. \quad (3.16)$$

Знайдемо деякі параметри еквівалентної схеми середнього вуха для верхньої частоти  $f_1 = 1000$  Гц [8]:  $r_2 \cdot n^2 = \frac{\rho_0}{4\pi c_0} \omega_1^2 \cdot S_0^2 \cdot n^2 = 4,8 \cdot 10^{-5} \frac{\text{КГ}}{\text{с}}$ ;

$$\frac{1}{\omega_1 c_{\delta.n}} = 0,168 \frac{\text{КГ}}{\text{с}}; |j\omega_1 m_\Sigma| = \omega_1 m_\Sigma = 0,402 \frac{\text{КГ}}{\text{с}}; r_1 = 0,41 \cdot 10^8 \frac{\text{КГ}}{\text{с} \cdot \text{М}^4} \cdot S_{\delta.n}^2 = 0,168 \frac{\text{КГ}}{\text{с}}$$

при  $S_{\delta.n} = 64 \text{ мм}^2$ , де  $c_{\delta.n} = \frac{V_{\delta.n}(226)}{\rho_0 c_0^2 S_{\delta.n}^2} = 9,5 \cdot 10^{-4} \frac{\text{с}^2}{\text{КГ}}$  – гнучкість барабанної перетинки ( $V_{\delta.n}(226) = 0,54 \text{ см}^3$  – об'єм барабанної перетинки).

Розрахуємо параметри для нижньої частоти  $f_2 = 226$  Гц:

$$\omega_2 \cdot m_{mp} \cdot n^2 = 3,1 \cdot 10^{-3} \frac{\text{КГ}}{\text{с}}; \quad r_2 \cdot n^2 = \frac{\rho_0}{4\pi c_0} \omega_2^2 \cdot S_0^2 \cdot n^2 = 2,5 \cdot 10^{-6} \frac{\text{КГ}}{\text{с}};$$

$$\frac{1}{\omega_2 c_{a.\delta.nol}} = 0,4 \frac{\text{КГ}}{\text{с}}.$$

Якщо скористатися виразом  $Z_a = \frac{\rho_0 c_0^2}{\omega V_{екв}} \left[ \frac{\text{КГ}}{\text{с} \cdot \text{М}^4} \right]$ , то отримаємо:

а) для слухової труби акустичний імпеданс  $Z_{a1} = \frac{\rho_0 c_0^2}{\omega_1 V_{екв}} = 6,4 \cdot 10^7 \frac{\text{КГ}}{\text{с} \cdot \text{М}^4}$ ;

$$Z_{a1} \cdot S_0^2 = 5,02 \cdot 10^{-3} \frac{\text{КГ}}{\text{с}}.$$

б) для барабанної порожнини акустичний імпеданс

$$Z_{a2} = \frac{\rho_0 c_0^2}{\omega_2 V_{екв}} = 2,2 \cdot 10^7 \frac{\text{КГ}}{\text{с} \cdot \text{М}^4}; \quad Z_{a2} \cdot S_0^2 = 9 \cdot 10^{-2} \frac{\text{КГ}}{\text{с}}.$$

Переведемо отримані величини в акустичні:

$$r_{2ак} \cdot n^2 = \frac{r_2 \cdot n^2}{S_0^2} = 6,12 \cdot 10^4 \frac{\text{КГ}}{\text{с} \cdot \text{М}^4}; \quad m_{mp.a} = \frac{m_{mp}}{S_0^2} = 5,29 \cdot 10^2 \frac{\text{КГ}}{\text{М}^4};$$

$$\omega_1 \cdot m_{mp.a} \cdot n^2 = 1,76 \cdot 10^7 \frac{\text{КГ}}{\text{с} \cdot \text{М}^4}; \quad \frac{1}{\omega_1 c_{a.\delta.n}} = 2,2 \cdot 10^7 \frac{\text{КГ}}{\text{с} \cdot \text{М}^4};$$

$$c_{a.\delta.n} = c_{\delta.n} S_{\delta.n}^2 = 7,19 \cdot 10^{-12} \frac{\text{с}^2 \cdot \text{М}^4}{\text{КГ}}.$$

### 3.4. Електрична модель завитки

Кожне з волокон основної мембрани резонує на відповідній для нього частоті. Складний звук, який складається з ряду частотних складових, викликає коливання ряду волокон відповідно частотам складових.

На рис. 3.7 приведена еквівалентна електрична модель слухового аналізатора [25], яка була відтворена в прикладному пакеті Simulink:

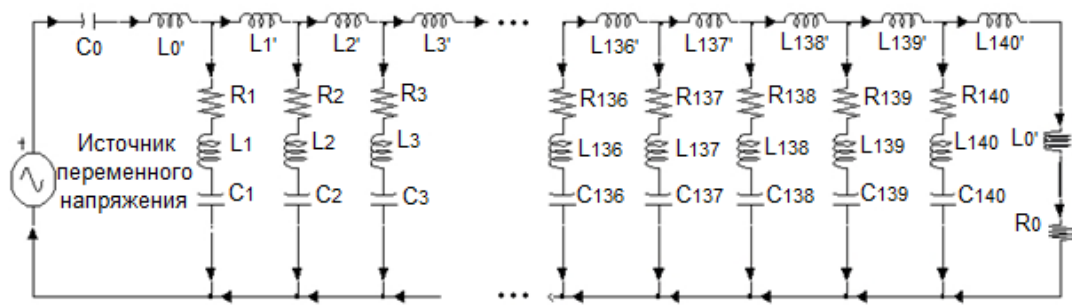


Рис. 3.7. Еквівалентна електрична схема завитки

Прийmemo наступні числові значення елементів моделі:

$$\begin{aligned}
 L'_k &= 21,02 \cdot 10^{-3} \cdot e^{0,029 \cdot k} \text{ Гн}, \\
 L''_k &= 75,12 \cdot 10^{-3} \cdot e^{0,029 \cdot k} \text{ Гн}, \quad L''_0 = 0,067 \text{ Гн}, \\
 C_k &= 553 \cdot 10^{-12} \cdot e^{0,054 \cdot k} \text{ Ф}, \\
 R_k &= 5,825 \cdot 10^3 \cdot e^{-0,013 \cdot k} \text{ Ом}, \quad R_0 = 70,957 \text{ Ом}
 \end{aligned} \tag{3.17}$$

У схемі 140 паралельних кіл-резонаторів, які відповідають волокнам мембрани; послідовні індуктивності  $L'_k$  відповідають масі лімфи, яка соколивається. Струм в паралельних колах відповідає швидкості коливань волокон.

Аналітичні вирази:

а) резонансна частота паралельної ланки:

$$f_k = \frac{1}{2\pi \cdot \sqrt{L''_k \cdot C_k}} = \frac{2,48 \cdot 10^4}{e^{0,0415 \cdot k}}; \tag{3.18}$$

- б) зв'язок між резонансною частотою паралельного контуру і відстанню його від овального вікна (початку) завитки:

$$l_k = \frac{l}{140} \cdot k, \quad l = 32 \text{ мм}, \quad (3.19)$$

$$f_k \cdot l_k = \frac{2,48 \cdot 10^4}{e^{0,0415 \cdot k}} \cdot \frac{l}{140} \cdot k \approx 5,7 \cdot k \text{ кГц} \cdot \text{мм}, \quad (3.20)$$

так як  $e^{0,0415 \cdot k} \approx 1 + 0,0415 \cdot k + \dots \approx 1$ , при  $k \ll 24$ . При  $k = 5$  маємо  $f_k \cdot l_k = 28,5 \text{ кГц} \cdot \text{мм}$ ,  $l_5 = 1,14 \text{ мм}$ ;

- в) добротність паралельного контуру:

$$Q = \frac{1}{R_k} \cdot \sqrt{\frac{L_k''}{C_k}} \approx 2 \quad (3.21)$$

- г) в системі з розподіленими параметрами, з погонною індуктивністю

$$L_{k \text{ ног}} = \frac{L'_k \cdot 140}{l} \text{ і паралельною ємністю } C_{k \text{ ног}} = \frac{C_k \cdot 140}{l}, \text{ локальна}$$

фазова швидкість:

$$v_{fk} = \frac{1}{\sqrt{L_{k \text{ ног}} \cdot C_{k \text{ ног}}}} = \frac{l}{140} \cdot \frac{1}{\sqrt{L'_k \cdot C_k}} \quad (3.22)$$

В прикладному пакеті Simulink були знайдені максимальні струми для кожного з 140 контурів. Отримані результати приведені на рис. 3.8.



Рис. 3.8. Залежність амплітуди струму (коливної швидкості) від номеру контуру (відстані від овального вікна) [25]



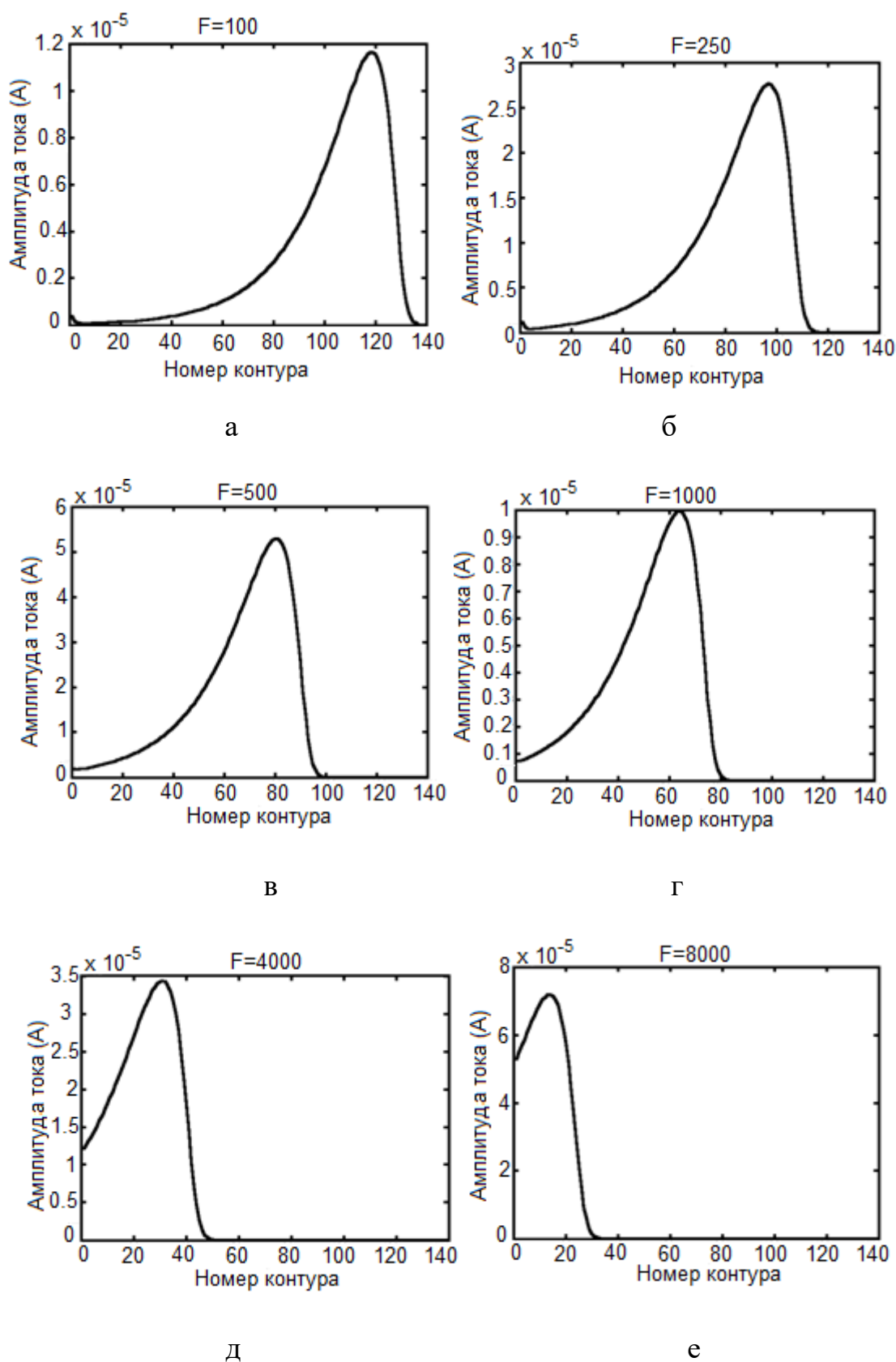


Рис.3.9. Підтвердження «принципу місця»: а) 100Гц, б) 250Гц, в) 500Гц, г) 1000Гц, д) 4000Гц, е) 8000Гц [25]

Кожній частоті акустичного стимулу відповідає резонанс у відповідному місці на базилярній мембрані. У приведеній моделі кожний контур відповідає відповідному волокну базилярної мембрани, так що, отримавши максимуми струму для ряду заданих частот на певному контурі, підтвердився «принцип місця». Наприклад, було визначено, що для частоти 100 Гц максимум знаходиться в контурі 119, для 250 Гц – в 97, для 500 Гц – в 81, для 1000 Гц – в 64, для 2000 Гц – в 47, для 4000 Гц – в 31, для 8000 Гц – в 14. Експериментальні результати трохи відрізняються від розрахованих значень. Це пов'язано з тим, що в теоретичних розрахунках резонансних частот контурів не враховується наявність маси лімфи, яка соколюється та заважає розповсюдженню хвилі. Приведені результати зображені на рис. 3.9.

### 3.5. Електрична модель середнього вуха

Середнє вуха людини представляє собою складну механічно-акустичну систему. Її механічна частина утворена барабанною перетинкою та прикріпленою до неї послідовно колом слухових кісточок. Акустична частина утворена барабанною порожниною та євстахієвою трубою, яка з'єднує порожнину із зовнішнім повітрям [19].

Для аналізу коливань барабанної перетинки вуха використовувався метод електромеханічних аналогій. Отримана таким чином приведена еквівалентна схема середнього вуха людини [16] була проаналізована за допомогою прикладного пакету Simulink (рис. 3.10).

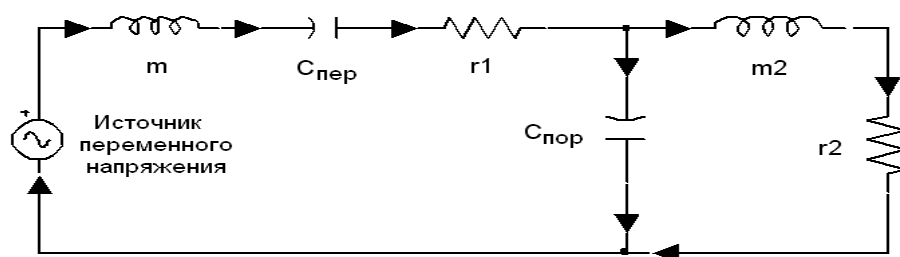


Рис. 3.10. Еквівалентна електрична схема середнього вуха

В цій схемі  $m$  – сумарна мас кісточок і барабанної перетинки;  $m_2$  – маса повітря, яка рухається як єдине ціле в євстахієвій трубі;  $r_1$  – опір втрат внаслідок передачі звукової енергії через коло слухових кісточок у внутрішнє вухо;  $r_2$  – опір втрат повітря, який коливається, на тертя о стінки євстахієвої труби;  $C_{пер}$ ,  $C_{пор}$  – гнучкість барабанної перетинки і порожнини відповідно [16].

Як видно з рис. 3.11, приведена еквівалентна схема представляє собою два пов'язані контури [22].

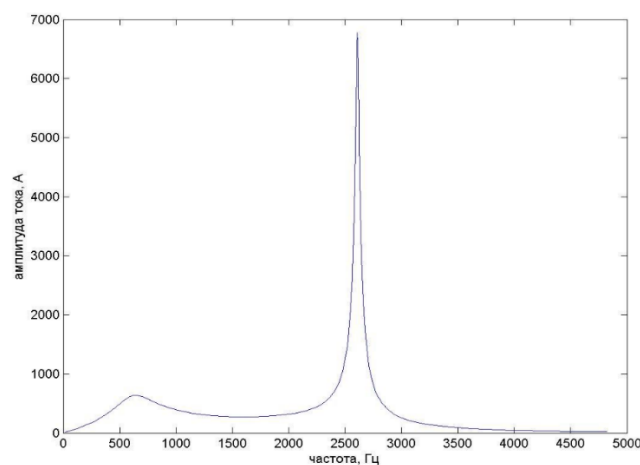


Рис. 3.11. Резонансні частоти середнього вуха [22]

Спільним елементом зв'язку для двох контурів є барабанна порожнина. При цьому маса кісточок, гнучкість барабанної перетинки та барабанної порожнини й активна складова акустичного опору складають послідовний контур, а гнучкість барабанної порожнини та еквівалентна маса повітря в євстахієвій трубі – паралельний контур. Особливістю зв'язаної системи вуха є те, що поглинання енергії звуку відбувається в тому самому контурі (барабанної перетинки), в який вона і вводиться. Функція другого контуру в цьому випадку зводиться до розширення полоси пропускання вуха.

В [16] було показано, що при врахуванні впливу коливань повітря в євстахієвій трубі коливальна система середнього вуха є системою зв'язаних контурів, що має не одну, а дві власні частоти. Перша частота близька до частоти коливань барабанної перетинки та системи кісточок, а друга – до

парціальної частоти коливань підсистеми з паралельного з'єднання гнучкості барабанної порожнини  $C_{пор}$  та маси повітря  $m_2$ , що коливається в євстахієвій трубці, яка трансформована в барабанну порожнину.

Величини елементів еквівалентної електричної моделі середнього вуха оберемо чисельно рівними відповідним механічним величинам:

$$\begin{aligned} m &= 64 \cdot 10^{-6} \text{ Гн}, C_{пер} = 9,5 \cdot 10^{-4} \text{ Ф}, r_1 = 0,168 \text{ Ом}, \\ m_2 &= 21,9 \cdot 10^{-7} \text{ Гн}, C_{пор} = 1,76 \cdot 10^{-3} \text{ Ф}, r_2 = 1,16 \cdot 10^{-12} \text{ Ом}. \end{aligned} \quad (3.23)$$

Отримані за допомогою даної моделі значення резонансних частот середнього вуха (664 Гц та 2608 Гц) (рис. 3.9) добре узгоджуються з експериментальними результатами (рис. 3.12) [23].



Рис. 3.12. Діаграми амплітуди відповідей, які були зареєстровані на скроневих кістках при моделюванні трьох варіантів тимпаноластики [23]

### 3.6. Електрична модель слухової системи людини

В прикладному пакеті Simulink була також побудована та досліджена модель повної СС людини.

На резонансних частотах середнього вуха по формулам (3.18-3.22) були визначені параметри внутрішнього вуха:  $f_k = 1 \text{ кГц}$ ,  $k = 77$ ,  $v_{fk} = 2,73 \frac{\text{М}}{\text{с}}$ ,

$$f_k = 2,5 \text{ кГц}, k = 55, v_{fk} = 6,84 \frac{\text{М}}{\text{с}}.$$

Були отримані наступні результати: при подачі на дану модель синусоїдальних сигналів різної частоти відгук знаходився на частоті посилу, а при подачі клацання відгук знаходився на другій резонансній частоті середнього вуха. Отримані результати зображені на рис. 3.13-3.14.

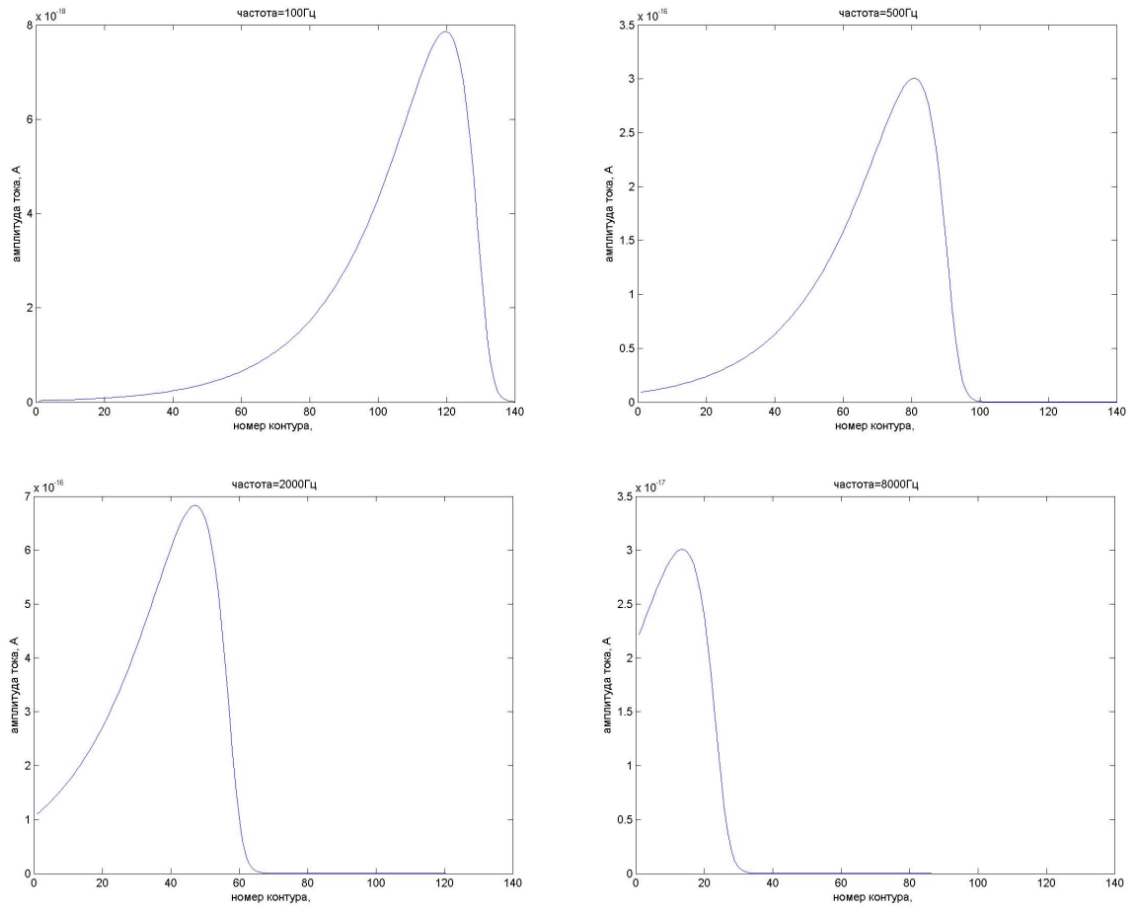


Рис. 3.13. Реакція системи «середнє вухо – внутрішнє вухо» на збудження тональним сигналом частотою 100, 500, 2000 і 8000 Гц [22]

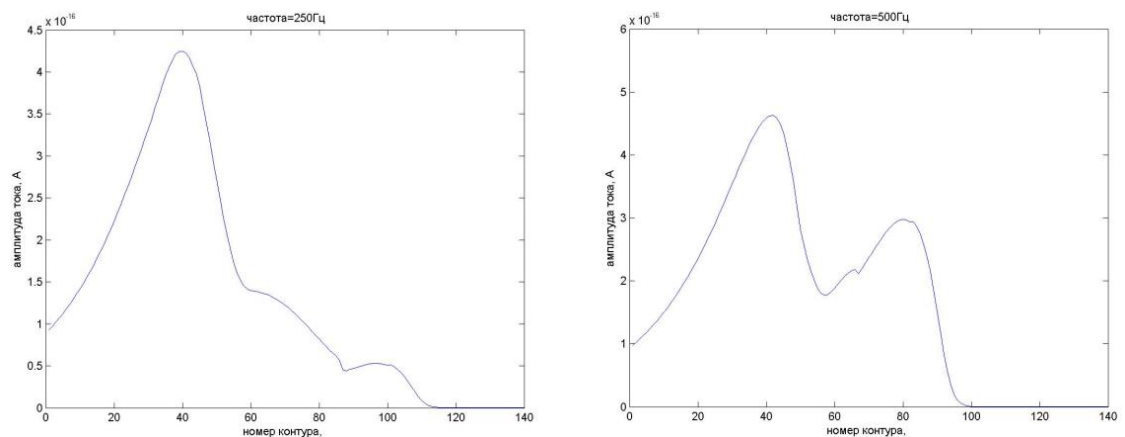


Рис. 3.14. Реакції системи «середнє вухо – внутрішнє вухо» на збудження прямокутним радіоімпульсом частотою 250 і 500 Гц [22]

### 3.7. Метод кінцевих елементів

В науці і техніці постійно доводиться стикатися з проблемою розрахунку систем, що мають складну геометричну конфігурацію і нерегулярну фізичну структуру. Комп'ютери дозволяють виконувати такі розрахунки за допомогою наближених чисельних методів. Метод кінцевих елементів (МКЕ) є одним з них.

У МКЕ розподілена фізична система, що аналізується, ділиться на декілька (часто великих) дискретних елементів. Вся система може бути складної і неправильної форми, але окремі елементи легко аналізуються. Поділ на елементи може частково відповідати природним підрозділам структури. Наприклад, барабанна перетинка може бути розділена на групи елементів, що відповідають різним властивостям матеріалу. Більшість або всі параметри моделі мають пряме відношення до структури і властивостей матеріалу системи.

У більшості робіт при моделюванні реконструйованого середнього вуха (РСВ) широко застосовується МКЕ. Кінцево-елементні моделі середнього вуха людини використовуються для моделювання статичної або динамічної поведінки компонентів середнього вуха або середнього вуха в цілому. Основна увага в більшості робіт приділяється вивченню динамічних характеристик РСВ, які дозволяють оцінити ефективність хірургічного втручання.

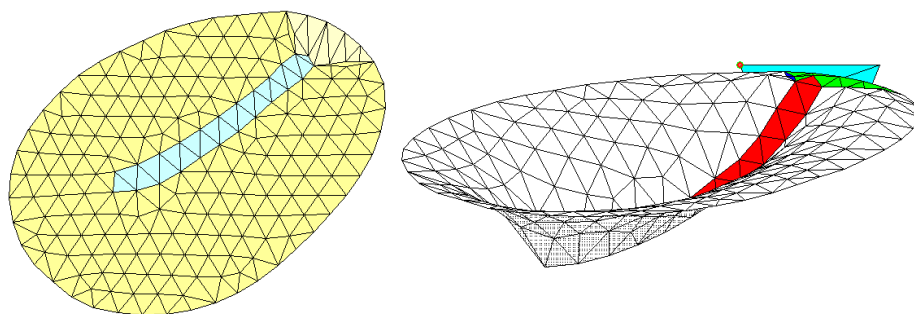


Рис. 3.15. Моделювання МКЕ барабанної перетинки [24]

Для моделювання МКЕ барабанної перетинки необхідно задати наступні параметри: форму та товщину перетинки, модуль Юнга, коефіцієнт Пуассона, густину тканини перетинки, демпфування, навантаження тиску та/або зосереджені навантаження.

Автором [24] були отримані результати НЧ та ВЧ моделювання барабанної перетинки.

При НЧ моделюванні барабанної перетинки, ґрунтуючись на максимальних значеннях зсуву, є невелика перевага використання кроку сітки, що перевищує приблизно 15 елементів/діаметр. Вплив змін параметрів на НЧ амплітуду, резонансну частоту і амплітуду на піку резонансу pars tensa схожий на їх вплив на ці особливості відповіді. Частота руйнування pars tensa зсувається на -124, -108, 48 і 36 Гц, коли товщина і модуль Юнга pars tensa, кохлеарне навантаження і щільність pars tensa зменшуються відповідно. Збільшення цих параметрів викликає протилежні ефекти, які схожі, але не завжди однакові за розміром. Всі інші параметри надають значно менший вплив (менше 24 Гц) на зсув частоти (зрізу). Вище розпаду ВЧ характеристики в відгуках pars tensa найбільш сильно залежать від товщини, модуля Юнга, густини pars tensa і демпфування pars tensa. Передатне відношення НЧ змінюється менш ніж на 1% при відхиленнях по всіх параметрах моделі на 10%.

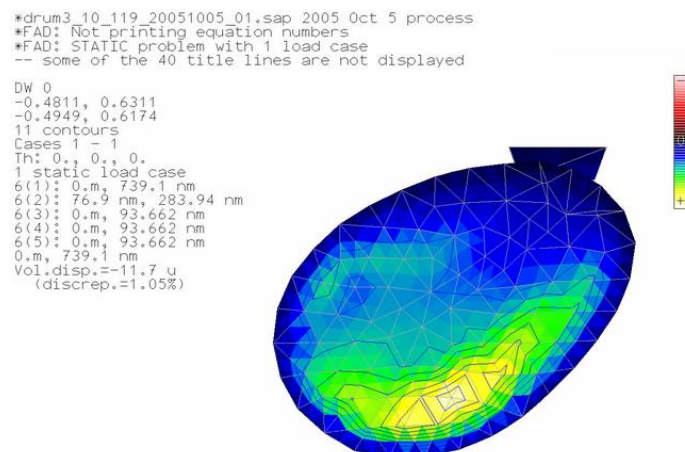


Рис. 3.16. НЧ моделювання МКЕ барабанної перетинки [24]

При ВЧ моделюванні барабанної перетинки збільшується складність схеми вібрації з частотою. При демпфуванні різні ділянки барабанної перетинки мають різні фази. Частота відповіді точки на рукоятці молоточка більш плавна, ніж у точок на барабанній перетинці. Також слід звернути увагу на дуже велике відставання фази на ВЧ.

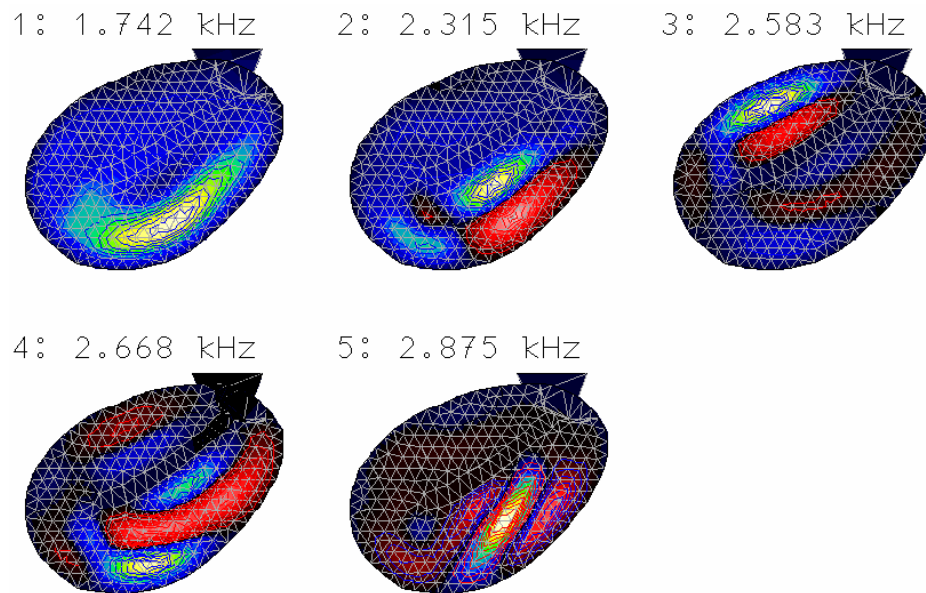


Рис. 3. 17. ВЧ моделювання МКЕ барабанної перетинки [24]

### 3.8. Висновки

Моделі СС, які було розглянуто у цьому розділі, беззаперечно є основою для будь-яких подальших розробок та досліджень. Також ці моделі є достатньо простими у розумінні та прості в реалізації у таких програмних продуктах, як MATLAB та Simulink.

Фролов К.В. приймає індуктивність  $L_1$  як аналог акустичної інертності, обумовленої вузьким проходом між барабанною порожниною та іншими порожнинами; опір  $R_1$  – модель акустичного опору, який виникає у тих самих проходах; ємність  $C_1$  представляє акустичну проникність об'єму повітря у порожнині та повітряних порожнинах у кістці; опір  $R'_1$  представляє собою поглинання звуку в стінках акустичної порожнини та євстахієвій трубці, але також відповідає за поглинання звуку в порожнині кістки; ємність  $C'_1$



відповідає за акустичну проникність порожнин середнього вуха. Також Фролов К.В. зазначив, що при НЧ частина барабанної перетинки, яка не приєднана до молоточка, може бути представлена ємністю, яка з'єднана послідовно з опором, а при ВЧ, коли працює більша частина барабанної перетинки, до кола повинна бути приєднана також індуктивність. Найда С.А. залишив за електричні величини – напругу, ємність, індуктивність, активний опір, а за механічні – силу, гнучкість, масу, активний механічний опір і т. д.

Кожна з представлених електричних моделей дає підставу стверджувати, що всі електричні моделі для середніх даних дійсно відображає нормальний стан середнього вуха, внутрішнього вуха людини та окремих його частин. А також електрична модель забезпечує достатньо прості функціональні співвідношення для різних типів вхідних сигналів та змін параметрів системи, що дозволяє аналізувати функції різних частин вуха людини в кількісному відношенні. Завдяки цьому можлива розробка індивідуальних кількісних критеріїв, щоб оцінити стан СС дорослої людини, а в останній час і новонародженої дитини.

Для електричної моделі завитки за допомогою програмного продукту Simulink, було встановлено максимуми для контурів на частотах 100, 250, 500, 1000, 2000, 4000 та 8000 Гц. Експериментальні результати дещо відрізняються від отриманих теоретичних значень, що пов'язано з тим, що при теоретичних розрахунках резонансних частот неможливо врахувати масу лімфи, яка соколивається та заважає розповсюдженню хвилі. На резонансних частотах середнього вуха за визначеннями (3.24-3.28) були знайдені параметри внутрішнього вуха:  $f_k = 1 \text{ кГц}$ ,  $k = 77$ ,  $v_{fk} = 2,73 \frac{\text{М}}{\text{с}}$ ,  $f_k = 2,5 \text{ кГц}$ ,  $k = 55$ ,  $v_{fk} = 6,84 \frac{\text{М}}{\text{с}}$ . Отже, при подачі на дану модель синусоїдальних сигналів різної частоти відгук знаходився на частоті посилення, а при подачі клацання відгук знаходився на другій резонансній частоті середнього вуха.

Математичне моделювання є сучасним методом при біомеханічних дослідженнях. Можливості застосування МКЕ в отоларингології дуже широкі. Однак область застосування МКЕ і заснованих на цьому методі комп'ютерних програм далеко не вичерпана. Можна вважати цікавим і необхідним застосування сучасних методів математичного аналізу, а саме МКЕ, і в подальших наукових дослідженнях.

## РОЗДІЛ 4

### ОБРОБКА РЕЗУЛЬТАТІВ ОБ'ЄКТИВНОЇ ДІАГНОСТИКИ СЛУХУ ЛЮДИНИ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ МОДЕЛІ СЕРЕДНЬОГО ВУХА

Даний розділ націлений на аналітичну обробку результатів і обґрунтування діагностичних можливостей найефективніших методів діагностики слуху людини на основі електромеханічної моделі середнього вуха.

#### 4.1. Тимпанометрія

Одним із основних методів об'єктивного дослідження слуху є метод АІ [14]. Суть методу полягає у вимірюванні модуля акустичного опору  $Z_a$  (імпедансу) середнього вуха, обумовленого змінами відносно тиску повітря в герметичного закритому ЗСП [15].

Стандартною методикою вимірювання акустичного імпедансу вуха вважається Т – вимірювання еквівалентного об'єму в залежності від відносного тиску в ЗСП, що створюється пневмосистемою імпедансометра [15].

Скориставшись методом електромеханічних й електроакустичних аналогій для розрахунку середнього вуха [2, 16], звернемо увагу на те, що система середнього вуха така сама, як акустична система гучномовця в закритому корпусі з отвором (короткою трубкою) в передній стінці, так званим фазоінвертором. Пружність об'єму повітря в барабанній порожнині резонує на якийсь частоті з масою повітря в отворі або трубці. При цьому рухома система барабанної перетинки і слухових кісточок веде себе як послідовний резонансний контур, а євстахієвої труби і барабанної порожнини, що є елементом зв'язку, – як паралельний. Система зв'язаних контурів характеризується так званим фактором зв'язку:

$$A = k_{3g} \cdot Q, \quad (4.1)$$

і має 2 власні частоти, де  $k_{3g}$  – коефіцієнт зв'язку;  $Q$  – добротність системи. Умова  $A=1$  є умовою оптимізації системи на максимумі ширини смуги пропускання вуха в мовленнєвому діапазоні частот 500...4000 Гц [15].

Стандартні частоти зондового сигналу: в одночастотних імпедансометрах 226 Гц, в багаточастотних – 226, 660, 1000 Гц [17].

#### 4.1.1. Багаточастотна тимпанометрія

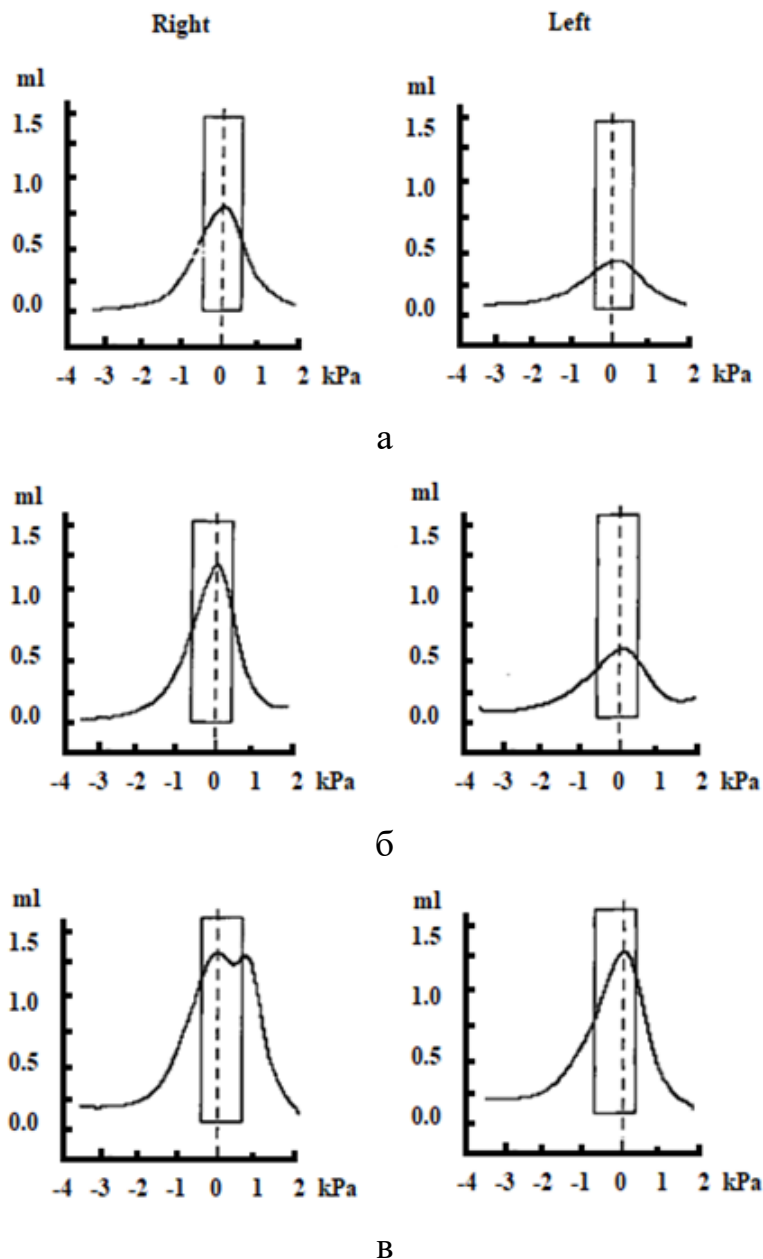


Рис. 4.1. Тимпанограми правого та лівого вуха, отримані на частотах:

а – 226 Гц; б – 660 Гц; в – 1000 Гц

На рис. 4.1 приведені тимпанограми правого та лівого вуха, що були отримані на частотах 226, 660 і 1000 Гц за допомогою клінічного вушного імпедансометру. З рис. 4.1 видно, що на частоті 226 Гц для правого вуха значення еквівалентного об'єму  $0,79 \text{ см}^3$ , а для лівого  $0,37 \text{ см}^3$ , тобто вони відрізняються один від одного. Теж саме можна спостерігати на частотах 660 і 1000 Гц.

Згідно класифікації Джегера, тимпанограми, які спостерігаються при 226 Гц, у яких максимум відмічається при тиску в вушній порожнині, який дорівнює атмосферному, характерні як для нормального стану системи середнього вуха, так і для отосклеротичного аналізу стремінця [17].

Вважається, що зі значеннями еквівалентного об'єму величина модуля акустичного імпедансу пов'язана співвідношенням:

$$Z_a = \sqrt{R_a^2 + \left( \omega \cdot m_{a.k} - \frac{1}{\omega \cdot C_{a.b.n}} \right)^2} = \frac{\rho \cdot c_0^2}{\omega \cdot V(\omega)}, \quad (4.2)$$

де  $m_{a.k}$  – маса слухових кісточок середнього вуха;  $R_a = Z_a(f_p) = \frac{\rho \cdot c_0^2}{\omega_p \cdot V(f_p)}$  –

акустичний опір втрат в результаті передачі звукової енергії через коло

слухових кісточок у внутрішнє вухо;  $\omega_p = \frac{1}{\sqrt{m_{a.k} \cdot C_{a.b.n}}}$  – резонансна частота

коливань барабанної перетинки при  $\Delta p_{cm} = 0$ ;  $\rho = 1,2 \frac{\text{кг}}{\text{м}^3}$ ,  $c_0 = 340 \frac{\text{м}}{\text{с}}$ ;  $V(\omega)$  –

еквівалентна ємність середнього вуха [17].

Вираз (4.2) представляє собою систему трьох нелінійних рівнянь з трьома невідомими  $m_{a.k}$ ,  $C_{a.b.n}$ ,  $R_a$  або  $f_p$ ,  $C_{a.b.n}$ ,  $R_a$ . Знаходження їх значно спрощується, якщо врахувати, що  $R_a$  може бути визначено по  $V_{\max}(1000)$  при

$\Delta p_{cm} \neq 0$  за формулою  $R_a = \frac{\rho \cdot c_0^2}{2 \cdot \pi \cdot 1000 \cdot V_{\max}(1000)}$ . Отримуємо [18]:

$$V(f) = \frac{\frac{1000}{f} \cdot V_{\max}(1000)}{\sqrt{1 + \left[ \frac{1000}{f} \cdot \frac{V_{\max}(1000)}{V_{\delta.n}} \cdot \left(1 - \frac{f^2}{f_p^2}\right) \right]^2}}, \quad (4.3)$$

де  $V_{\delta.n}$  – еквівалентний об'єм барабанної перетинки. Підставляючи сюди  $V(226) = 0,79 \text{ см}^3$ ,  $V(660) = 1,16 \text{ см}^3$  і  $V_{\max}(1000) = 1,22 \text{ см}^3$  для правого вуха та  $V(226) = 0,37 \text{ см}^3$ ,  $V(660) = 0,5 \text{ см}^3$  і  $V_{\max}(1000) = 1,16 \text{ см}^3$  для лівого вуха отримаємо систему з двох рівнянь для двох невідомих  $f_p$  і  $V_{\delta.n}$ , рішення якої дає:  $f_p = 937,985 \text{ Гц}$  і  $V_{\delta.n} = 0,752 \text{ см}^3$  для правого вуха,  $f_p = 1176 \text{ Гц}$  і  $V_{\delta.n} = 0,357 \text{ см}^3$  для лівого вуха.

Систему рівнянь (4.2) можна розв'язати наближено за допомогою програмних засобів MATLAB.

Отримуємо:

$$\text{а) для правого вуха} \quad R_a = 1,81 \cdot 10^7 \frac{\text{кг}}{\text{м}^4 \cdot \text{с}}, \quad m_{a.k} = 5,311 \cdot 10^3 \frac{\text{кг}}{\text{м}^4},$$

$$C_{a.\delta.n} = 5,421 \cdot 10^{-12} \frac{\text{м}^3}{\text{Н}};$$

$$\text{б) для лівого вуха} \quad R_a = 1,903 \cdot 10^7 \frac{\text{кг}}{\text{м}^4 \cdot \text{с}}, \quad m_{a.k} = 7,117 \cdot 10^3 \frac{\text{кг}}{\text{м}^4},$$

$$C_{a.\delta.n} = 2,574 \cdot 10^{-12} \frac{\text{м}^3}{\text{Н}}.$$

Еквівалентний об'єм барабанної перетинки на частоті резонансу:

$$\text{а) для правого вуха} \quad V(f_p) = \frac{\rho \cdot c_0^2}{\omega_p \cdot R_a} = \frac{\rho \cdot c_0^2}{2 \cdot \pi \cdot f_p \cdot R_a} = 1,301 \text{ см}^3;$$

$$\text{б) для лівого вуха} \quad V(f_p) = 0,9864 \text{ см}^3.$$

Підстановка значень еквівалентного об'єму у вираз параметру норми дає [17]:

$$\text{а) для правого вуха } A = \frac{V(f_p)}{V_{\delta.n}} \cdot \frac{1}{\sqrt{1 + \frac{V_{\delta.nor}}{V_{\delta.n}}}} = 1,167;$$

$$\text{б) для лівого вуха } A = 1,472,$$

де  $V_{\delta.nor} = 0,9 \text{ см}^3$ .

Акустичний імпеданс повітря в площі барабанної перетинки:

$$\text{а) для правого вуха } Z_{n.a} = \frac{\rho \cdot c_0}{S_{\delta.n}} = 3,12 \cdot 10^6 \frac{\text{кг}}{\text{м}^4 \text{с}};$$

$$\text{б) для лівого вуха } Z_{n.a} = 3,282 \cdot 10^6 \frac{\text{кг}}{\text{м}^4 \text{с}},$$

звідки площа барабанної перетинки для правого вуха

$$S_{\delta.n} = 5,8 \cdot \frac{\omega_p \cdot V(f_p)}{c_0} = 1,308 \text{ см}^2 \text{ і для лівого вуха } S_{\delta.n} = 1,243 \text{ см}^2, \text{ що в два рази}$$

більше, ніж значення  $S_{\delta.n} = 64 \text{ мм}^2$ , яке приводиться в літературі для будь-якого вуха взагалі.

Механічна маса слухових кісточок:

$$\text{а) для правого вуха } m_{\text{мех}} = m_{a.k} \cdot S_{\delta.n}^2 = 90,81 \text{ мг};$$

$$\text{б) для лівого вуха } m_{\text{мех}} = 110 \text{ мг}.$$

Оскільки для обох вух параметр норми  $A > 1$ , то це свідчить о патологічних змінах у вусі.

#### 4.1.2. Одночастотна тимпанометрія

На рис. 4.2 приведені тимпанограми правого та лівого вуха, що були отримані на частоті 226 Гц за допомогою клінічного комп'ютеризованого акустичного вушного одночастотного імпедансометру. Окрім тимпанограм, фіксувались значення еквівалентного об'єму в максимумі тимпанограми і об'єму ЗСП.

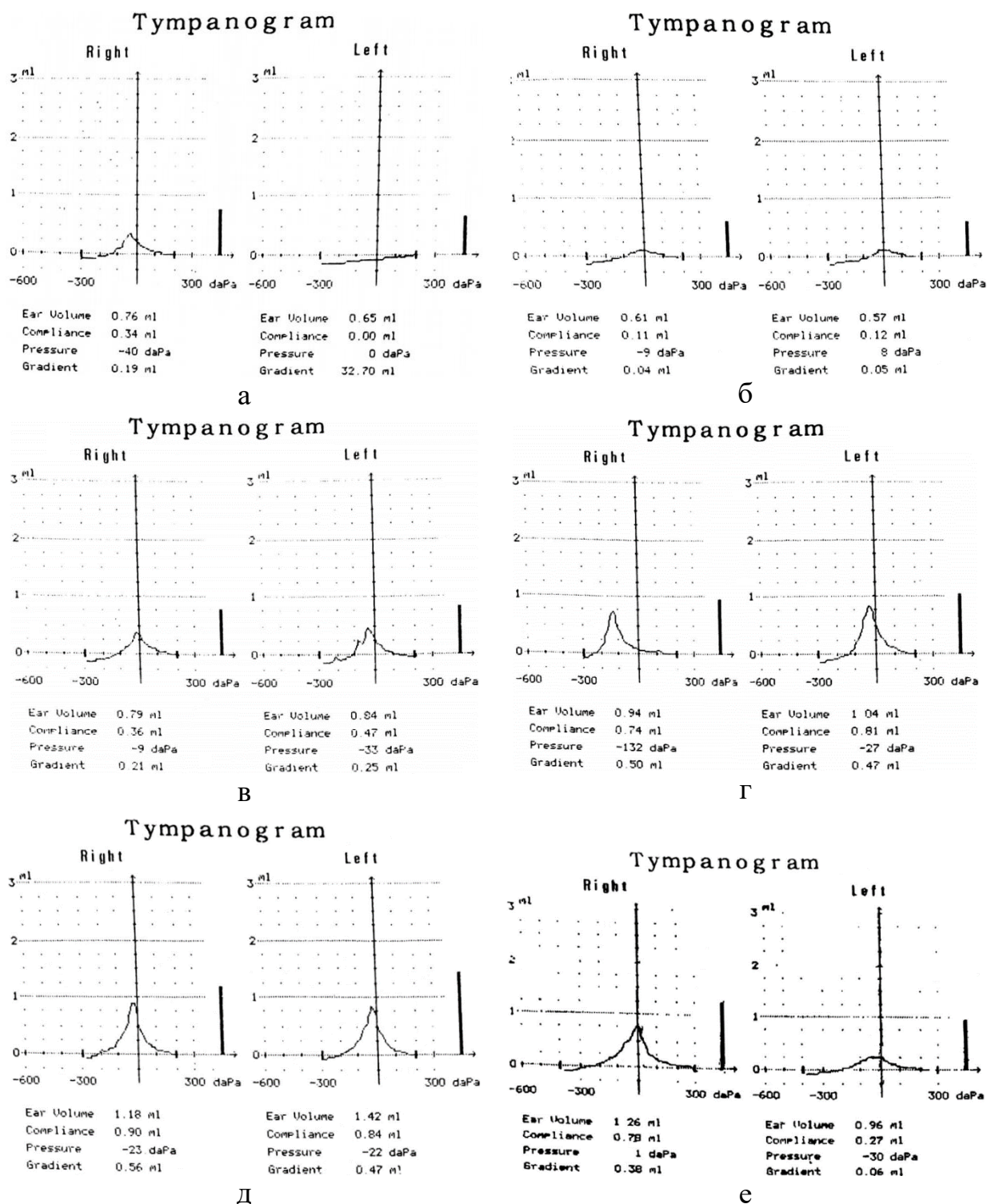


Рис. 4.2. Тимпанограми правого та лівого вуха, отримані на частоті 226 Гц за допомогою одночастотного імпедансометра

Розрахуємо значення параметру норми середнього вуха для цих тимпанограм за формулою:



$$A = \frac{EV}{V(226)} \cdot \frac{1}{\sqrt{1 + \frac{G}{V(226)}}}, \quad (4.4)$$

де  $EV$  (ear volume) – об'єм ЗСП;  $V(226)$  – еквівалентний об'єм середнього вуха у максимумі тимпанограми;  $G$  – градієнт.

Таблиця 4.1. Результати розрахунків значення параметра норми

№	$EV$ , мл		$V(226)$ , мл		$G$ , мл		$A$	
	праве вухо	ліве вухо	праве вухо	ліве вухо	праве вухо	ліве вухо	праве вухо	ліве вухо
а	0,76	0,65	0,34	0	0,19	32,7	1,7903	-
б	0,61	0,57	0,11	0,12	0,04	0,05	4,7488	3,9908
в	0,79	0,84	0,36	0,47	0,21	0,25	1,744	1,444
г	0,94	1,04	0,74	0,81	0,5	0,47	0,9813	1,0214
д	1,18	1,42	0,9	0,84	0,56	0,47	1,0294	1,3537
е	1,26	0,96	0,78	0,27	0,38	0,06	1,3246	3,2161

Примітка. Нумерація значень  $EV$ ,  $V(226)$ ,  $G$  за даними тимпанограм та результатів розрахунку, що приведена в табл. 4.1, відповідає нумерації тимпанограм з рис. 4.2.

По результатам розрахунків можна сказати, що відхилення параметра норми  $A$  від одиниці може свідчити про появу фізіологічних або патологічних змін у вусі.

#### 4.2. Визначення резонансних частот слухової системи людини за допомогою об'єктивних методів дослідження слуху

Порівняємо резонансну частоту коливальної системи першого (1) та другого (2) контурів середнього вуха (п. 3.3) з експериментальними даними. Дослідження проведемо за допомогою пристрою ILO88 OAE Analyser V4.20B.

ОАЕ вимірюється в ЗСП. Вона являє собою мікромеханічну відповідь завиткових структур через середнє вухо. Даний метод широко використовується на практиці для проведення аудіологічного скринінгу новонароджених.

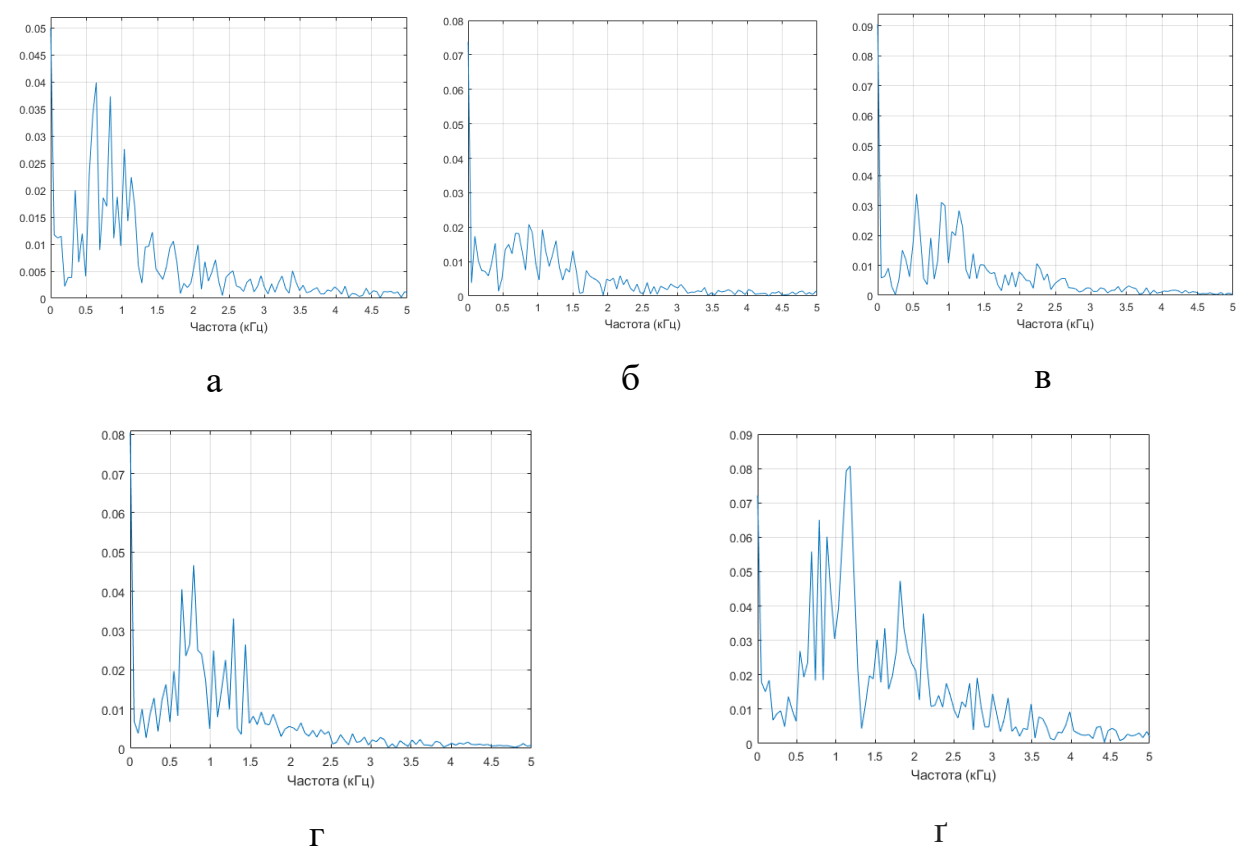


Рис. 4.3. Результати тесту ОАЕ

З рис. 4.3 визначимо резонансні частоти коливальної системи першого (1) та другого (2) контурів середнього вуха.

Табл. 4.2. Резонансна частота коливальної системи середнього вуха

Суб'єкт	1		2		3
	праве вухо	ліве вухо	праве вухо	ліве вухо	ліве вухо
Перша резонансна частота, кГц	0,871	0,639	0,791	0,896	1,18
Друга резонансна частота, кГц	2,065	1,694	1,781	2,239	2,802

З табл. 4.2 визначимо, що для суб'єкта 1 (праве вухо), суб'єкта 2 (ліве вухо) і суб'єкта 3 результати дослідження можна інтерпретувати як норма. Інші результати можуть свідчити про наявність патологічного процесу СС.

Патологічні процеси СС, що призводять до деструктивних змін кола слухових кісточок, представляють інтерес для дослідників. Однією з найпоширеніших патологій серед людей літнього віку вважається виражена приглуховатість як наслідок порушення функції слухових кісточок. Тому оссікулопластика стала одним з основних напрямків в отохірургії. Удосконалення методик реконструктивно-відновлювальної хірургії вуха дозволило здійснювати функціональну реабілітацію пацієнтів шляхом відновлення максимально наближених до норми анатомічних взаємовідносин у вусі за допомогою реконструкції окремих його частин, зокрема і слухових кісточок.

Оссікулопластика являє собою хірургічне втручання, що ставить за мету відновити або поліпшити механізм звукопередачі до внутрішнього вуха від барабанної перетинки за допомогою реконструкції кола слухових кісточок, зруйнованих внаслідок травматичних ушкоджень або запально-деструктивних патологій вуха. Основні вимоги, що висуваються до матеріалів для оссікулопластики, – це виключення абсорбції і екструзії протезів, утворення в області контакту протезу зі слуховими кісточками оссеоінтеграції і, навпаки, відсутність такого контакту з кістковими стінками барабанної порожнини. Велику роль відіграють параметри механічних характеристик протезу, можливість зміни його розмірів з урахуванням індивідуальних особливостей пацієнта і простота інтраопераційної установки в барабанній порожнині.

Однією із значущих характеристик середнього вуха, з фізичної точки зору, є амплітудно-частотна характеристика (АЧХ) його структурних елементів, до вивчення якої постійно повертаються дослідники [34]. Автором [34] був проведений експеримент, мета якого полягала в порівнянні звукопровідності широко використовуваних в отохірургії різновидів протезів

TORP (total ossicular replacement prosthesis) з титану і тефлону з аналогічними властивостями протезу з модифікованого надвисокомолекулярного поліетилену (НВМПЕ) оригінальної конструкції. Для досягнення мети оцінювали АЧХ протезів кола слухових кісточок з перерахованих вище матеріалів, а також нормального вуха [34]. За допомогою мікрохірургічної техніки виконані серії дослідів з моделлю нормального вуха і моделями патології середнього вуха, а також варіанти реконструкції оссікулярної системи та соскоподібного відростка [34]. Всього використано 20 екземплярів ізольованої скроневої кістки людини, по 4 для кожної з 5 серій дослідів [34]. Дослідження проводили в частотному діапазоні від 500 до 7000 Гц на частотах 500, 600, 700, 800, 900, 1000, 1500, 2000, 2500, 3000, 3500, 4000, 4100 4200 4300 4500, 5000, 5500, 6000, 6500, 7000 Гц [34].

АЧХ стремінця, зареєстрована з моделі нормального середнього вуха (рис. 4.4) на частотах від 0,5 до 7 кГц, представляла собою криву з максимальним піком на частоті 700 Гц [34].

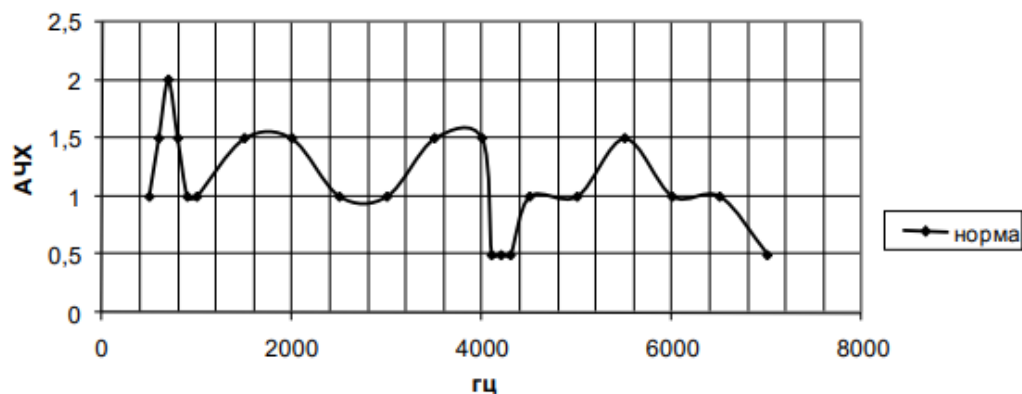


Рис. 4.4. АЧХ стремінця в моделі нормального вуха людини [34]

Для кісткового протезу в порівнянні з амплітудою коливань стремінця, отриманої з нормального вуха, АЧХ з цим протезом виявилася меншою (рис. 4.5). Коливання, найближчі до АЧХ нормального вуха, спостерігалися в частотному діапазоні від 250 до 1000 Гц.

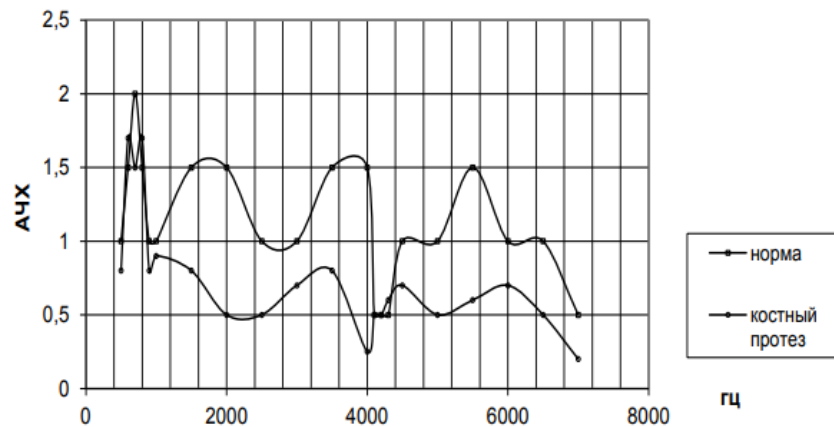


Рис. 4.5. АЧХ стремінця при використанні кісткового протезу [34]

При випробуванні хрящового протезу, що має вигляд стовпчика і розташованого між підніжною пластинкою стремінця і барабанною перетинкою, встановлено, що на частотах від 500 до 1000 Гц його АЧХ відповідала параметрам кісткового протезу. На частоті 1000-1500 Гц вона була більше, ніж кісткового. Велика амплітуда хрящового протезу відзначалася також на частотах 4000 Гц і від 5000 до 7000 Гц.

Тефлоновий протез авторської [34] конструкції, виготовлений з тефлонового стрижня, який має на дистальному кінці пелюстки для надійної стійкості в барабанній порожнині, показав наступні характеристики (рис. 4.6). Цей протез без хрящової пластини викликав амплітуду коливань стремінця меншу, ніж кістковий протез по всіх частотах досліджуваного діапазону. Так, на частоті 600 Гц АЧХ кісткового протезу була більше, ніж у «ромашковидного». Однак застосування хрящової пластини, яка була поміщена між голівкою протезу і барабанною перетинкою, значно збільшило АЧХ «ромашковидного» протезу, у якого показники по 12 частотам перевищили характеристики кісткового протезу.

Високу амплітуду коливань демонструвала і модель при протезуванні дефекту звукопровідної системи танталовим протезом (рис. 4.6). По семи частотах він незначно перевищував показники «ромашковидного» протезу, по двом – співпадав, по 12 – його показники виявилися меншими. На частоті 700 і 4000 Гц АЧХ відповідала характеристикам нормального вуха.

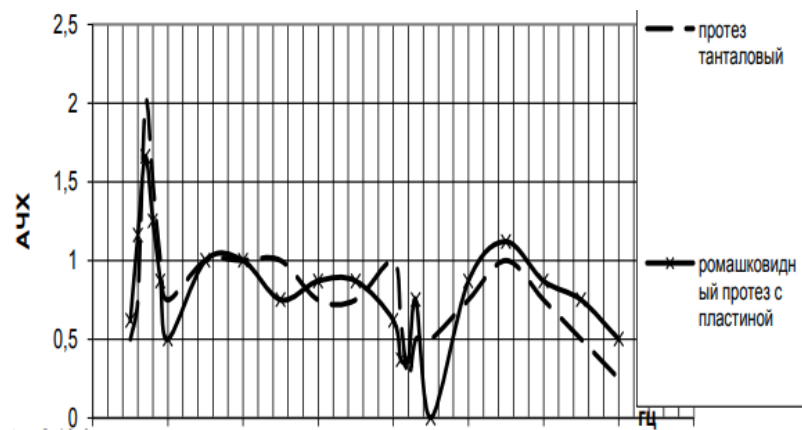


Рис. 4.6. АЧХ стремінця при використанні танталового протезу і «ромашковидного» протезу з хрящовою пластинкою [34]

Вивчення часткової реконструкції оссікулярної системи у вигляді тefлонового стрижня, один кінець якого був поміщений на голівку стремінця, а інший – під шийку молоточка, показало, що в цьому випадку АЧХ стремінця протезу на частотах 500-700, 900, 1000, 4000, 4500, 6000 Гц відповідала даним, отриманим при дослідженні нормального вуха. На частотах 4100-4300 Гц АЧХ стремінця була навіть вище коливань стремінця в нормальному середньому вусі, на інших частотах діапазону була нижче норми [34]. Таким чином, можна стверджувати, що використання протезів для відшкодування дефекту оссікулярного кола дозволяє відновити передачу коливань барабанної перетинки до основи стремінця.

Отримані теоретичні та експериментальні результати резонансних частот СС добре узгоджуються з результатами [20, 28, 33] та з результатами [34] для нормального вуха. Безумовно, необхідне подальше, більш детальне вивчення зміни резонансної частоти середнього вуха при різних паталогічних станах.

Лікарі беруть до уваги тільки першу резонансну частоту коливальної системи середнього вуха. Якщо враховувати також другу резонансну частоту можна розширити діагностичні можливості. Значні зміни резонансної частоти дозволяють виявити наявну патологію. Таким чином можна заключити, що ОАЕ є достатньо чутливим методом дослідження стану СС людини, що

дозволяє детально оцінити суть патологічних процесів. Визначення резонансної частоти структур СС людини в комплексному дослідженні об'єктивними методами дозволяє більш точно виявляти зміни в провідній системі вуха. В нормі у отологічно здорових людей перша резонансна частота СС знаходиться близько 800 Гц, а друга – 2600 Гц.

#### 4.3. Висновки

Сучасні методи дослідження дозволяють діагностувати розвиток деяких захворювань або порушення органів слуху. Для дослідження функцій середнього вуха була обрана електромеханічна модель середнього вуха та визначено основні її параметри.

У розділі показано, що при всіх можливих межуб'єктних відмінностей характеристик вуха людини (стать, еквівалентні об'єми на частотах 226, 800, 1000 Гц, резонансні частоти) параметр норми для нормального вуха  $A=1$ . З медичної точки зору фактор  $A$  може слугувати параметром норми, відхилення якого від одиниці можуть свідчити про появу фізіологічних або патологічних змін у вусі. Це створює перспективу використання  $T$  в ранній діагностиці стану середнього вуха. Визначення стану середнього вуха новонароджених за допомогою багаточастотної  $T$  значно спрощує інтерпретацію результатів реєстрації викликаної ОАЕ, слухових викликаних потенціалів, дозволяючи відмовитися від деяких з них.

Значення резонансної частоти середнього вуха людини дозволяють виявити наявну патологію на функціональному рівні. Зсув резонансної частоти в одну або іншу сторону може вказувати на наявність отосклерозу, розриву кола слухових кісточок тощо. Було визначено, що перша резонансна частота системи середнього вуха в нормі знаходиться близько 800 Гц, а друга – 2600 Гц. Визначення резонансної частоти структур СС людини в комплексному дослідженні об'єктивними методами дозволяє більш точно виявляти зміни в провідній системі вуха.

## РОЗДІЛ 5

### РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ

Метою розділу є ознайомлення з ідеєю стартап-проекту та її аналізом ринкових можливостей, маркетингової програми та ринкової стратегії.

#### 5.1. Опис ідеї проекту

3D модель середнього вуха людини для вирішення проблем та різних видів патологій – такий проект буде дуже корисним для України та світу, за допомогою цього проекту можна буде вирішувати деяку кількість проблем які зв’язані з захворюваннями та патологіями середнього вуха. В проекті реалізована схожа модель барабанної перетинки та слухових кісточок.

Далі послідовно проаналізовано та подано у вигляді таблиць: зміст ідеї, можливі напрямки застосування, основні переваги, які може отримати користувач товару та чим проект відрізняється від існуючих аналогів та замінників.

Таблиця 5.1. Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Переваги для користувача
3D модель середнього вуха людини	Хірургія	Заміна кісточок, матеріалами які підходять для людини
	Діагностика	Діагностика на різні види патологій
	Сопроцесор для вбудованих систем	Прискорення операцій, які використовують хеш-функцію Curl



В табл. 5.1 наведені основні напрямки використання запропонованої моделі. Споживачами можуть бути як компанії, які займаються відновленням або заміною кісточок в середньому вусі, так й інженери для проведення експериментів над середнім вухом.

Проаналізувавши потенційних конкурентів, можна зробити висновок, що не зовсім можливо порівнювати моделі, тому що вони всі зроблені усереднено до даних про середнє вухо. Тому проведення аналізу з конкурентами неможливе.

## 5.2. Технологічний аудит ідеї проекту

Таблиця 5.2. Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології реалізації ідеї	Наявність технологій	Доступність технологій
1.	Створення моделі вуха	Використання програми ANSYS для обчислення	Наявна	Платна, доступна
2.	Проведення тестів	Звуковий тиск який діє на барабанну перетинку	Наявна	Платна, доступна
Обрана технологія реалізації ідеї проекту: за основу необхідно взяти перший пункт, так як він є інноваційним і його використання дозволить продукту більше виділятись на ринку відносно конкурентів.				

## 5.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Таблиця 5.3. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1.	Кількість головних гравців, од	1
2.	Загальний обсяг продаж, у.о.	250-500
3.	Динаміка ринку (якісна оцінка)	зростає
4.	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	немає
5.	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	відсутні
6.	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	45%

З табл. 5.3 можна зазначити, що вихід на ринок є рентабельним, так як на є низька конкуренція в даній галузі та високий відсоток рентабельності, що дає змогу швидко покрити витрачені кошти на розробку пристрою.

Таблиця 5.4. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
Збільшення продуктивності та надійності сучасних об'єктивних методів діагностики слуху людини	Державний сектор, приватний сектор	Інтеграція з існуючими системами, необхідність надійного пристрою	Продуктивність, енерго-споживання, висока надійність

Формування ринку визначається потребою збільшення продуктивності та надійності об'єктивних методів діагностики слуху людини. Основними споживачами продукту є усі сфери, які прагнуть збільшити автоматизацію процесів, які використовуються. Тому головними вимогами до товару є продуктивність та надійність роботи.

Таблиця 5.5. Фактори загрози

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Нецікавість аудиторії	Неготовність використання продукту	Збільшення клієнтів
2.	Якісний	Не належна якість моделі	Зміна технологічних процесів виробництва
3.	Конкуренція	Ім'я конкурентів є більше відомими на ринку	Проведення потужної рекламної кампанії

Основними факторами загрози є конкуренція та економічно-політичний стан країни виробника. Існуючі товари вже мають певне ім'я, репутацію та об'єми виробництва. Також економічна та політична ситуація країни-виробника може зіграти значну роль у втраті прибутку.

Таблиця 5.6. Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Збільшення попиту	Різке збільшення зацікавленості до продукту	Підвищення виробництва

Продовження таблиці 5.6. Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
2.	Новітні технології	Можливість створення більш детальної моделі	Співпраця з іншими компаніями в даній сфері
3.	Розширення кругозору компанії	Можливість додавання нових систем до існуючої для пришвидшення розвитку	Відкриття нових спеціалізованих підрозділів компанії
4.	Індивідуальне замовлення	Можливість додавати індивідуальні потреби для клієнтів	Проведення аналізу раціональності замовлення та можливість укладання нового контракту із заданими потребами

Сфера ринку є відносно новою та швидко розвивається. Данні технології вводяться в розвинених країнах світу, що спричиняє зростання клієнтів на ринку, які в свою чергу збільшують попит на запропоновану систему в тому числі. Це призведе до збільшення об'ємів виробництва та заключення великої кількості контрактів, що в свою чергу створює вигідні економічні можливості для дослідження нових технологій, та покращення існуючої системи.

Таблиця 5.7. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
Тип конкуренції – чиста	Мала кількість аналогів даної моделі	Розвивати систему збільшуючи її продуктивність та надійність
За рівнем конкурентної боротьби – міжнародний	Наявність замовників та виробників із інших країн	Вихід на міжнародний ринок
За галузевою ознакою – одногалузева	Використання тільки в медицині	Проведення потужної рекламної кампанії
Конкуренція за видами товарів – товарно-видова	Запропонований товар є одного виду	Орієнтація стратегії компанії на клієнта та адаптація до змін ринкових умов
За характеристиками конкурентних переваг – нецінова	Основною перевагою є якість моделі	Проведення робіт щодо постійного покращення продукту
За інтенсивністю – марочна	Бренд грає велику роль в постачанні продукту	Проведення рекламної кампанії та доведення якості продукту

Ринок є конкурентним, проте вид конкуренції є чистим, так як окремі гравці мало впливають на ціну товару. Конкурентний ринок є міжнародним. Конкуренція за видами товарів – видова.

Таблиця 5.8. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	Bitfury IOTA Foundation Bitmain	AMD NVIDIA	Mouser Digikey Arrow	Державний та приватний сектори	Відеокарти
Висновки	Конкуренція є низькою	Вихід на ринок є відносно простим. Наявні потенційні конкуренти	Постачальники не мають диктувати ціни на ринку	Клієнти можуть диктувати умови через присутність компаній з хорошою репутацією	Існують обмеження по використанню

Таблиця 5.9. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння)
1.	Собівартість	Низька собівартість – більша доступність кінцевого пристрою
2.	Продуктивність	Більша продуктивність в порівнянні з конкурентами

Продовження таблиці 5.9. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння)
3.	Надійність	Збільшення продуктивності продукту збільшує її надійність

Підвищення продуктивності завдяки введення паралельного розрахунку хеш-алгоритму Curl є доволі сильною стороною приладу, що в свою чергу збільшує його надійність, що є також сильною стороною приладу. Також низька собівартість робить прилад більш конкурентоспроможним.

Таблиця 5.10. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проекту

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з IOTA Foundation						
			-3	-2	-1	0	1	2	3
1.	Собівартість	15							+3
2.	Продуктивність	20		-2					
3.	Надійність	19			-1				

Аналізуючи табл. 5.10 можна зробити висновок, що запропонований пристрій має більший рейтинг відносно головного конкурента. Дана таблиця демонструє основні особливості продукту, які відрізняють його від основного конкурента.

SWOT-аналіз стартап-проекту: сильними сторонами продукту можна вважати низьку собівартість, високу продуктивність та надійність; слабкими сторонами є відносно високе енергоспоживання та не достатньо компактний корпус; можливо здійснити вихід на міжнародний ринок та збільшення попиту; серед загроз проекту можна вважати конкуренцію, економічну та політичну нестабільності.

Таблиця 5.11. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтований комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1.	Максимізація власного виграшу (індивідуалізм)	Середня	15 місяців
2.	Максимізація спільного виграшу (кооперація)	Висока	18 місяців
3.	Суперництво	Середня	24 місяці

Була обрана кооперація, як альтернативна ринкова поведінка, так як за відносно не високий термін існує велика ймовірність отримання ресурсів.

#### 5.4. Розроблення ринкової стратегії проекту

Таблиця 5.12. Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1.	Державний сектор	-	+	висока	-
2.	Приватний сектор	+	+	висока	+

Які цільові групи обрано: основною характеристикою вибору цільової групи є готовність прийняти продукт. В даній області приватний сектор є більш готовим, адже державний сектор потребує більше дозволів та роз'яснень для введення нового продукту в системи.



Таблиця 5.13. Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентос- проможні позиції до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку
1.	Індивідуалізм	Стратегія недиференці- йованого маркетингу	Адаптація до вимог ринку використання новацій	Стратегія спеціалізації

Через існування на ринку більш сильних та розкручених гравців було обрано стратегію розвитку – спеціалізація.

Таблиця 5.14. Визначення новизни проекту

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конку- рентної поведінки
1.	Не є першопрохідцем на ринку	Буде як шукати нових споживачів, так і забирати вже існуючих	Компанія не буде копіювати основні характеристики конкурента	Стратегія виклику лідера

Оскільки на ринку вже є проекти-конкуренти, компанія може обрати стратегію виклику лідера, так як проект має переваги.

Таблиця 5.15. Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкуренто- спроможні позиції власного стартап- проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувані комплексну позицію власного проекту
1.	Продуктивність	Стратегія спеціалізації	Продуктивна	Висока швидкодія роботи
2.	Надійність	Стратегія спеціалізації	Якість	Висока надійність роботи

Як зазначалось раніше, збільшення продуктивності збільшує і надійність системи, що повинно викликати довіру до продукту у споживачів.

#### 5.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Таблиця 5.16. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1.	Введення швидкої та надійної системи комунікації	Висока продуктивність та надійність	Ціна, продуктивність, надійність

Визначившись з основними перевагами концепції товару, можливе створення відповідної рекламної кампанії для кінцевих клієнтів.

Таблиця 5.17. Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Пристрій дає змогу втілити повноцінний продукт в реальне життя за рахунок швидкої та надійної системи комунікації		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	Швидкодія	13250000 hash/sec	Тх
	Вартість	10	Тх
	Якість: стандарт вологозахисту IPx8		
	Пакування: прилад, блок живлення, USB-кабель, документація користувача та гарантійний талон		
III. Товар із підкріпленням	Марка: назва організації-розробника – IoT development group, назва товару – IoT accelerator		
	До продажу – комплектація, яку вимагає замовник, установка.		
	Після продажу – сервіс, гарантій, сервісне обслуговування		
Товар захищатиметься шляхом його патентування			

Шляхом патентування товару створюється захист від його копіювання. Також закладені характеристики на другому рівні товару роблять його досить унікальним та конкурентоспроможним.

Таблиця 5.18. Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари замітники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1.	500-1500 у.о	400-1000 у.о	3000-5000 у.о.	500-1000 у.о.

Обрано середню категорію цін, адже занадто велика ціна відлякує споживачів, проте занадто низька ціна може навести на думку, що товар не є належної якості.

Таблиця 5.19. Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1.	Продаж	Повний супровід товару до замовника	Нульовий рівень	Безпосередній (прямий)

Основним каналом збуту є продаж товару. На старті компанії очікуються відносно невеликі об'єми виробництва, тому на даному етапі можливо обійтись без посередників, і продавати товар напряму клієнтам. Саме тому було обрано нульовий рівень глибини каналу збуту та пряму систему збуту.

Таблиця 5.20. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1.	Розвиток технологій спонукає споживача до оновлення власних використаних систем	Реклама SMM Відео-інструкції по використанню товару на ресурсі youtube.com	Висока продуктивність та надійність Легкість у встановленні та використанні	Донести можливість полегшення повсякденного життя та виробничих процесів	Демонстрація можливостей даної системи та принцип її використання

Маркетингова кампанія відбувається за рахунок соціальних мереж та цільових рекламних кампаніях. Метою даних оголошень є донести усі перспективи та можливості даної системи для користувача.

### 5.6. Висновки

Було розроблено перший етап створення стартап-проекту. Кожна наукова робота повинна знаходити своє місце в застосуванні у реальному житті, тому стартап-проект може бути практичним відображенням наукової праці.

Спочатку було висвітлено зміст ідеї проекту. Для цього було розглянуто потенційних зацікавлених осіб, які в майбутньому можуть стати

клієнтами запропонованої продукції. Також були розглянуті ризики реалізації продукції. Аналіз сильних та слабких сторін дають можливість визначити аспекти, на які слід зробити ставку.

Далі було проведено технічний аудит проекту. Були визначені технології, які використовуватимуться. Запропоновані технології вже існують, проте їх використання не дає можливість переваги над конкурентом.

Після цього було проведено аналіз усіх аспектів ринку. Даний аналіз показав, що імплементація проекту можлива в реальних умовах, проте слід враховувати, що на ринку вже існують гравці з досить високою репутацією, що може зіграти негативну роль у впровадженні проекту. Для уникнення провалу проекту, потрібно провести потужну рекламну кампанію, в якій донести до споживача усі переваги даного проекту, та необхідність обрати саме запропонований продукт.

## ВИСНОВКИ

1. Після проведеного дослідження анатомічної будови СС людини можна виділити наступне:

- а) на рівні периферійного відділу СС виконуються наступні функції:
  - 1) створюються такі умови прийому сигналу, при яких забезпечується максимальна чутливість при допустимому відношенні сигнал-шум;
  - 2) виконується спектрально-часове багатоканальне розкладення сигналів на складові;
  - 3) відбувається перетворення багатоканального аналогового опису сигналів в імпульсну активність волокон слухового нерву;
- б) основні функції зовнішнього вуха: локалізація джерела звуку, підсилення високочастотних звуків, проведення звукових хвиль до барабанної перетинки, визначення зміщення джерела звуку в вертикальній площині, захист внутрішнього вуха та підтримка стабільного температурного режиму;
- в) однією з основних функцій середнього вуха є забезпечення шляху передачі стимулу до овального вікна, що в свою чергу, забезпечує зміщення мембрани вікна завитки відповідними коливаннями тиску у внутрішньому вусі;
- г) в середині завиткового проходу, на основній мембрані, знаходиться орган Корті, який має рецепторні волоскові клітини, які є найбільш важливими периферійними нервовими елементами СС. Вони трансформують механічні коливання в електричні потенціали, в результаті чого збуджуються волокна слухового нерву.

2. Сучасні методи дослідження дозволяють діагностувати розвиток деяких захворювань або порушення органів слуху. Після проведеного дослідження об'єктивних методів діагностики можна виділити наступне:

- а) АІ дозволяє виключити патологію середнього вуха та системи звукопроведення, а при наявності акустичних рефлексів – отримати додаткову інформацію про стан слухової функції:
  - 1) Т проводиться з метою виявлення деяких видів порушень слуху, що носять функціональний характер, так само дослідження дозволяє встановити тиск в середньому вусі, ступінь рухливості барабанної перетинки, стан функції євстахієвої труби, цілісність і ступінь рухливості слухових кісточок. Даний вид дослідження можливо проводити навіть новонародженим, що дозволяє діагностувати деякі захворювання з раннього віку і судити про ступінь змін в органі слуху;
  - 2) АР важлива для діагностики кондуктивної і сенсоневральної приглухуватості, ураження слухового нерва, стовбура головного мозку, а також лицьового нерва;
- б) ОАЕ використовуються для оцінки кохлеарної цілісності і фізіологічних вимірювань реакції зовнішніх волоскових клітин від акустичних стимулів. Вони служать в якості швидкого об'єктивного скринінгу для нормальної периневральної кохлеарної функції;
- в) дослідження слуху методом КСВП широко використовується для діагностики слухових порушень у людей різного віку, однак особливу ефективність вони показали в дослідженнях у новонароджених дітей віком до 3 років. Сучасні аналізатори КСВП дають максимально достовірні результати на широкосмугові клацання, показники яких становлять близько 70-80 дБ і більше, як при нормальному слусі пацієнта, так і зі зниженими його показниками. Однак у міру зменшення сили звукового стимулу і наближення до порогового показника, що становить 10-20 дБ, реєстрація КСВП стає досить важкою, особливо, якщо обстежуваний знаходиться в стані бадьорості або ж в якості впливу використовуються тональні стимули;
- г) значимість аналізу ДСВП обмежується великою варіабельністю відповіді і впливом багатьох чинників. Однак, за певних умов може бути



отримана додаткова корисна інформація про ряд порушень СС: розлади внутрішнього вуха – при деяких формах ураження завитки спостерігається рекруїтмент, результатом якого є швидке наростання відгуку при збільшенні інтенсивності стимулу до величини порога; центральні розлади – при нормальній відповіді стовбура головного мозку відсутність ДСВП може служити індикатором наявності органічного порушення в більш центральних структурах мозку.

3. Моделі СС, які було розглянуто у цьому розділі, беззаперечно є основою для будь-яких подальших розробок та досліджень. Також ці моделі є достатньо простими у розумінні та прості в реалізації у таких програмних продуктах, як MATLAB та Simulink.

Фролов К.В. приймає індуктивність  $L_1$  як аналог акустичної інертності, обумовленої вузьким проходом між барабанною порожниною та іншими порожнинами; опір  $R_1$  – модель акустичного опору, який виникає у тих самих проходах; ємність  $C_1$  представляє акустичну проникність об'єму повітря у порожнині та повітряних порожнинах у кістці; опір  $R_1'$  представляє собою поглинання звуку в стінках акустичної порожнини та євстахієвій трубці, але також відповідає за поглинання звуку в порожнині кістки; ємність  $C_1'$  відповідає за акустичну проникність порожнин середнього вуха. Також Фролов К.В. зазначив, що при НЧ частина барабанної перетинки, яка не приєднана до молоточка, може бути представлена ємністю, яка з'єднана послідовно з опором, а при ВЧ, коли працює більша частина барабанної перетинки, до кола повинна бути приєднана також індуктивність. Найда С.А. залишив за електричні величини – напругу, ємність, індуктивність, активний опір, а за механічні – силу, гнучкість, масу, активний механічний опір і т. д.

Кожна з представлених електричних моделей дає підставу стверджувати, що всі електричні моделі для середніх даних дійсно відображає нормальний стан середнього вуха, внутрішнього вуха людини та окремих його

частин. А також електрична модель забезпечує достатньо прості функціональні співвідношення для різних типів вхідних сигналів та змін параметрів системи, що дозволяє аналізувати функції різних частин вуха людини в кількісному відношенні. Завдяки цьому можлива розробка індивідуальних кількісних критеріїв, щоб оцінити стан СС дорослої людини, а в останній час і новонародженої дитини.

Для електричної моделі завитки за допомогою програмного продукту Simulink, було встановлено максимуми для контурів на частотах 100, 250, 500, 1000, 2000, 4000 та 8000 Гц. Експериментальні результати дещо відрізняються від отриманих теоретичних значень, що пов'язано з тим, що при теоретичних розрахунках резонансних частот неможливо врахувати масу лімфи, яка соколивається та заважає розповсюдженню хвилі. На резонансних частотах середнього вуха за визначеннями (3.24-3.28) були знайдені параметри внутрішнього вуха:  $f_k = 1$  кГц,  $k = 77$ ,  $v_{fk} = 2,73 \frac{\text{М}}{\text{с}}$ ,  $f_k = 2,5$  кГц,  $k = 55$ ,  $v_{fk} = 6,84 \frac{\text{М}}{\text{с}}$ . Отже, при подачі на дану модель синусоїдальних сигналів різної частоти відгук знаходився на частоті посилки, а при подачі клацань відгук знаходився на другій резонансній частоті середнього вуха.

Математичне моделювання є сучасним методом при біомеханічних дослідженнях. Можливості застосування МКЕ в отоларингології дуже широкі. Однак область застосування МКЕ і заснованих на цьому методі комп'ютерних програм далеко не вичерпана. Можна вважати цікавим і необхідним застосування сучасних методів математичного аналізу, а саме МКЕ, і в подальших наукових дослідженнях.

4. Сучасні методи дослідження дозволяють діагностувати розвиток деяких захворювань або порушення органів слуху. Для дослідження функцій середнього вуха була обрана електромеханічна модель середнього вуха та визначено основні її параметри.

У розділі показано, що при всіх можливих межсуб'єктних відмінностей характеристик вуха людини (стать, еквівалентні об'єми на частотах 226, 800, 1000 Гц, резонансні частоти) параметр норми для нормального вуха  $A=1$ . З медичної точки зору фактор  $A$  може слугувати параметром норми, відхилення якого від одиниці можуть свідчити про появу фізіологічних або патологічних змін у вусі. Це створює перспективу використання  $T$  в ранній діагностиці стану середнього вуха. Визначення стану середнього вуха новонароджених за допомогою багаточастотної  $T$  значно спрощує інтерпретацію результатів реєстрації викликової ОАЕ, слухових викликаних потенціалів, дозволяючи відмовитися від деяких з них.

Значення резонансної частоти середнього вуха людини дозволяють виявити наявну патологію на функціональному рівні. Зсув резонансної частоти в одну або іншу сторону може вказувати на наявність отосклерозу, розриву кола слухових кісточок тощо. Було визначено, що перша резонансна частота системи середнього вуха в нормі знаходиться близько 800 Гц, а друга – 2600 Гц. Ці дані мають велике клінічне значення для більш точної діагностичної оцінки стану середнього вуха. Визначення резонансної частоти структур СС людини в комплексному дослідженні об'єктивними методами дозволяє більш точно виявляти зміни в провідній системі вуха.

5. Було розроблено перший етап створення стартап-проекту. Кожна наукова робота повинна знаходити своє місце в застосуванні у реальному житті, тому стартап-проект може бути практичним відображенням наукової праці.

Спочатку було висвітлено зміст ідеї проекту. Для цього було розглянуто потенційних зацікавлених осіб, які в майбутньому можуть стати клієнтами запропонованої продукції. Також були розглянуті ризики реалізації продукції. Аналіз сильних та слабких сторін дають можливість визначити аспекти, на які слід зробити ставку.

Далі було проведено технічний аудит проекту. Були визначені технології, які використовуватимуться. Запропоновані технології вже існують, проте їх використання не дає можливість переваги над конкурентом.

Після цього було проведено аналіз усіх аспектів ринку. Даний аналіз показав, що імплементація проекту можлива в реальних умовах, проте слід враховувати, що на ринку вже існують гравці з досить високою репутацією, що може зіграти негативну роль у впровадженні проекту. Для уникнення провалу проекту, потрібно провести потужну рекламну кампанію, в якій донести до споживача усі переваги даного проекту, та необхідність обрати саме запропонований продукт.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Альтман Я.А. Слуховая система: руководство / Альтман Яков Абрамович. – Л., "Наука", 1990. – 620 с.
2. Зубченко О.А. Широкополосный аудиологический скрининг слуха человека // Диссертация на соискание учёной степени кандидата технических наук. – 2016. с. 10-79.
3. Л.И. Руленкова, О.И. Смирнова. Аудиология и слухопротезирование: Учеб. пособие для студ. высш. пед. учеб. заведений. — М.: Издательский центр «Академия», 2003. – 208 с.
4. Л.В. Нейман, М.Р. Богомильский. Анатомия, физиология и патология органов слуха и речи: Учеб. для студ. высш. пед. учеб. заведений / Под ред. В.И. Селиверстова. - М.: ВЛАДОС, 2001. – 224 с.
5. Боярчук Е.Д., Виноградов А.А., Шейко В.И., Виноградов О.А. Анатомия, физиология и патология органа слуха : учебное пособие для студентов высших учебных заведений (пробный вариант). – Луганск: Альма-матер, 2007. – 89 с.
6. Руководство для слухопротезистов / под ред. И. Божицара Лятковського. – Лодзь: ГЕЕРС, 2002. – 250 с.
7. Барабанная полость. Анатомия [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://for-medic.info/2011/02/barabannaya-polost/>
8. Дамарад А.В. Исследование акустической роли евстахиевой трубы человека// X міжнародна науково-технічна конференція молодих вчених «Електроніка – 2017». – 2017. – №9. – С. 32-35
9. [Sahley](#) Tony L. Basic Fundamentals in Hearing Science / [Tony L. Sahley](#), [Frank E. Musiek](#). – San Diego: Plural Publishing, 2014. – 686 p. ISBN: 9781597565493.
10. Фролов К.В. Инфразвук, вибрация, человек / Фролов К.В., Гончарович И.Ф., Лихнов П.П. – М.: Машиностроения, 1996.– 304 с.

11. Найда С.А. Формула среднего уха людини в нормі. Відбиття звуку від барабанної перетинки // Акустичний вісник. – 2002. – №3. – С. 46-51.
12. Stach Brad A. Clinical Audiology: An Introduction / Brad A. Stach. – Detroit, Michigan: Delmar, Cengage Learning, 2010. – 788 p. – ISBN: 9780766862883.
13. Болезни уха, горла, носа в детском возрасте: национальное руководство/ под. ред. М.Р. Богомильского, В.Р. Чистяковой. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. – 736 с. – ISBN 978-5-9704-0847-6
14. Базаров В.Г., Лисовский В.А., Мороз Б.С., Токарев О.П. Основы аудиологии и слухопротезирования. – М.: Медицина, 1984. – 226 с.
15. Найда С.А. Анамнез наследственного снижения слуха у детей / Найда С.А. // Збірник праць акустичного симпозіума “КОНСОНАНС-2009”. – Київ, 2009. – С.255-260.
16. Найда С.А. Математическая модель среднего уха человека // Электроника и связь. – 2002. – №15. – С. 49-50.
17. Найда С.А. Объективная аудиометрия на основе формулы среднего уха – новый метод исследования и дифференциальной диагностики слуха / С.А. Найда // Электроника и связь.-2004.-№23.- С.66-70.
18. Найда С.А. Частотные характеристики коэффициента усиления звукового давления слуховыми косточками и акустического рефлекса / С. А. Найда // Электроника и связь. – 2003. – № 19. – С. 11-16.
19. Альтман Я.А. Руководство по аудиологии/ Я.А. Альтман, Г.А. Таварткиладзе. – М.: ДМК Пресс, 2003. – 360 с.
20. Левина Ю.В., Иванец И.В. Диагностическое значение определения резонансной частоты среднего уха// Вестник оториноларингологии. – 2002. – №2. – С.11-13.
21. Баскаков С.И. Лекции по теории цепей. – М.: Изд- во МЭИ, 1991.– 224 с.
22. Дидковский В.С., Найда С.А. Новые широкополосные электроакустические приборы для медицины // Электроника и связь. – 2010. –№2. – с. 211-216.

23. Борисенко О.Н., Сушко Ю.А., Сребняк И.А., Сербин Г.С. Влияние изменения объёма полостей среднего уха на передачу звука// Проблема реабилитации в отоларингологии. III пленум правления Российского общества отоларингологов. – Самара, 2003.
24. Finite-Element Modelling of the Response of the Gerbil Middle Ear to Sound. Nima Maftoon, W. Robert, J. Funnell, Sam J. Daniel, Willem F. Decraemer. J Assoc Res Otolaryngol. 2015 Oct; 16(5): 547-567, DOI: 10.1007/s10162-015-0531-y
25. Гнездицкий В.В. Вызванные потенциалы мозга в клинической практике. – Таганрог: Издательство ТРТУ. – 1997. – 252 с. ISBN 5-230-24743-6
26. Experimental measurement of tympanic membrane response for finite element model validation of a human middle ear. Ahn T, Baek MJ, Lee D. SpringerPlus. 2013 Oct; 2(1): 1-12, DOI: 10.1186/2193-1801-2-527
27. The influence of muscles activation on the dynamical behaviour of the tympano-ossicular system of the middle ear. Gentil F, Parente M, Martins P, Garbe C, Paço J, Ferreira A, Tavares J, Jorge R. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (2013); 16(4): 392-402, DOI: 10.1080/10255842.2011.623674
28. Nonlinear modelling of the middle ear as an elastic multibody system – Applying model order reduction to acousto-structural coupled systems. Ihrle S, Lauxmann M, Eiber AEberhard P. Journal of Computational and Applied Mathematics (2013); 246: 18-26, DOI: 10.1016/j.cam.2012.07.010
29. Model-oriented review and multi-body simulation of the ossicular chain of the human middle ear. Vollandri G, Di Puccio F, Forte P, Manetti S. Medical Engineering and Physics (2012); 34(9): 1339-1355, DOI: 10.1016/j.medengphy.2012.02.011
30. A comprehensive model of human ear for analysis of implantable hearing devices. Zhang X, Gan R. IEEE transactions on bio-medical engineering (2011); 58(10): 30-54, DOI: 10.1109/TBME.2011.2159714

31. Finite element modeling of energy absorbance in normal and disordered human ears. Zhang X, Gan R. *Hearing Research* (2013); 301: 146-155, DOI: 10.1016/j.heares.2012.12.005
32. Beer Hl, Bomitz M, DrescherJ, et al. (1997): Finite element modelling of the Human Eardrum and Applications. Middle ear mechanics in research and Otosurgery. Proceedings of the International Workshop on Middle Ear Mechanics in Research and Otosurgery. Dresden, Germany, 1997: Karl· Bemdt Huttenbrink, 40-47.
33. Хронічний гнійний середній отит. Монографія / А.А. Лайко, О.М. Борисенко. – К.: Логос, 2018. 224 с.: іл. – Бібліогр.: С. 209-225. ISBN 978-617-7446-05-6
34. Универсальный протез для оссикулопластики: монография / О.Г. Хоров, В.А. Струк, В.А. Новоселецкий; под ред. проф. О.Г. Хорова. – Гродно: ГрГМУ, 2017. – 144 с. ISBN 978-985-558-913-7